



TITLE:

動体追尾画像誘導放射線治療装置  
用電子加速器システムの開発(  
Dissertation\_全文)

AUTHOR(S):

神納, 祐一郎

---

CITATION:

神納, 祐一郎. 動体追尾画像誘導放射線治療装置用電子加速器システムの開発. 京都大学, 2009, 博士(工学)

ISSUE DATE:

2009-03-23

URL:

<https://doi.org/10.14989/doctor.k14579>

RIGHT:

# 動体追尾画像誘導放射線治療装置用 電子加速器システムの開発

2008年

神納 祐一郎



# 内容の概要

本論文は、将来の普及型革新的放射線治療装置の電子加速器システムの開発及びその評価結果について纏めたものであり、8章からなっている。

第1章は序論であり、研究の背景、研究の目的及び論文の構成について簡略に纏めている。

第2章では、普及型の革新的放射線治療装置開発の社会的意義について述べるとともに、現在、放射線治療の主流となっている光子線治療が、将来的にも普及型放射線治療の中心となることを示す。また、光子線治療の革新技術であるIMRT(Intensity Modulation Radiation Therapy)、IGRT(Image Guided Radiation Therapy)、及び動体追尾照射治療を1つのシステムに統合化し、高精度の放射線治療が容易に施行できるような統合型の放射線治療装置が、普及型の革新的放射線治療装置の主流となることを述べる。

第3章では、本研究がその開発作業の一部となった、動体追尾・画像誘導放射線治療装置の全体の概要について纏める。高精度の光子線照準を可能とし、かつ、動体追尾照射に必要な高速のビーム追尾照準を可能とするために、「ジンバル支持X線ヘッド方式」を考案し、高速のビーム運動を可能とするための高剛性構造としてO-Ring方式を導入した。X線ヘッドには、IMRTを可能とするための、MLC(Multi Leaf Collimator)を装備し、O-Ring上には、2組のkV X線イメージング装置を搭載してシステム統合を行い、動体追尾照射治療及びIGRTが可能な統合型装置とした。

第4章では、本装置用の電子加速器システムの要求事項について纏め、続いてこれを実現するシステム設計の詳細について述べる。電子加速器システムの要求としては、想定する臨床例から加速エネルギーを選定し、また、想定する最大の照射野を必要とする臨床例から照射野を決定する。更に、高線量を必要とする定位治療を効率的に実施する観点から、線量率を設定する。高精度の線量投与の観点から、電子ビームのエネルギーの安定性を設定する。また、Step & Shoot IMRTのようにビームのオン・オフが頻繁に繰り返される治療に対応するために、電子ビーム・エネルギーの立ち上がり特性が極めて重要であることを示し、小線量の投与精度要求を設定する。治療X線の幾何学的な精度要求として、照準精度要求、MLCの位置分解能の要求、及び空間的なビームの切れ性能である半影の要求を設定する。更に、健常組織への不要被曝の原因となり、晩発性障害の原因となる恐れのある、MLCのリーフ間漏洩線量の要求を設定する。これに引き続き、電子加速器の機械的特性、システム全体構成を設計し、X線ヘッド構成の設計を行う。更に、加速管を除く電子加速器の主要要素である、線量モニタシステム、導波管系、クライストロンRFドライバ、クライストロン、クライストロン・モジュレータ、電子銃高圧パルス電源についての設計結果を纏める。要求される電子

ビーム・エネルギーの安定性や投与吸収線量精度を達成するためには、電子加速器システムの制御が極めて重要な要素となる。これを達成するために必要な各種の自動制御とその設計詳細について纏める。最後に、臨床用の医療機器としての安全性を確保するための安全設計及びインタロック制御の設計結果を纏める。

第5章では、本電子加速器システムの中核部品であり、動体追尾照射が可能な軽量のX線ヘッドの実現を可能とする、超小型加速管の開発の詳細を纏める。まず、加速用マイクロ波の周波数の選定に引き続き、加速管の方式及び構成を設計する。更に、各構成要素の設計の詳細について述べる。加速用マイクロ波周波数としては、従来の医療用電子リニアックの倍の周波数であるCバンド（5712 MHz）を選定し、定在波型加速管として設計を進めた。これらの設計に基づき、加速管を試作し、電子銃単体のビーム評価試験に引き続いて加速管のビーム評価試験及び漏洩線量評価試験を実施した結果を纏め、設計要求が満足されていることを確認した。

第6章では、第5章で述べた超小型加速管の共振周波数の変化に追従し、クライストロンから供給される加速用マイクロ波の周波数が、常に加速管の共振周波数に同調するように制御するための、デジタル型のAFC(Automatic Frequency Controller)の開発について述べる。従来の医療用電子リニアックでも、加速管の共振周波数の変動に追従して、加速用マイクロ波源である、クライストロンやマグネトロンの周波数を制御するアナログAFCが用いられているが、本加速管は従来の医療用電子リニアックの加速管と比較して、熱密度が3倍以上、熱膨張に対する周波数感度が2倍であり、結果として6倍以上の周波数変動があるため、従来型のアナログAFCでは、キャプチャ・レンジ及び追従速度の点で対応できない。これを解決するため新規に考案したデジタルAFCの概要及び設計の詳細について述べ、試作回路を5章の加速管と組み合わせて実施した評価試験の結果を纏める。

第7章では、完成された装置の状態で実施した、電子加速器システムの総合的な性能評価試験の結果を纏める。まず、当該工業規格であるIEC 60976やIEC 60977、及びJIS Z 4714に規定される基本的なシステム性能の評価を実施し、その要求事項を全て満足していることを確認する。続いて、アイソセンター照準精度の評価を更に詳細に実施する。また、ジンバル軸をPan軸及びTilt軸の両軸で2.5°の最大角度まで駆動して放射線照射野の平坦性を試験評価して、IEC 60976やJIS Z 4714の規定を満足していることを確認し、動体追尾照射が可能であることを確認する。更に、MLCの漏洩線量評価を行う。IMRT性能の評価としては、MLCの動作精度を確認するブロック・パターン評価試験、及びStep & Shoot IMRTに必要な小線量投与能力評価試験の2種類の基礎試験で性能を確認した上で、前立腺ファントムを使用した総合性能の評価を実施する。

第8章では、得られた成果を総括し、今後の課題及び研究の方向性について述べる。

# 目 次

第1章	序 論	1
1. 1	研究の背景	1
1. 2	本研究の目的	1
1. 3	本論文の構成	2
第2章	放射線治療の歴史と将来動向	3
2. 1	放射線治療の意義	3
2. 2	放射線治療の歴史	4
2. 3	光子線治療の将来動向ーIMRT	12
2. 3. 1	IMRTの歴史	12
2. 3. 2	IMRTの意義	15
2. 3. 2. 1	凹型の線量分布形成	15
2. 3. 2. 2	柔軟性のある線量分布の形成	18
2. 3. 2. 3	正常組織への被曝量の低減	20
2. 3. 2. 4	欠損組織の補正	22
2. 3. 2. 5	電子平衡の破れの効果の補償	22
2. 4	光子線治療の将来動向ーIGRT	23
2. 5	光子線治療の将来動向ー動体追尾照射放射線治療	26
2. 5. 1	患者の体動の影響	26
2. 5. 2	現状の体動マネジメント法の問題点	28
2. 5. 3	革新的な動体追尾照射放射線治療の必要性	29
2. 6	革新的放射線治療装置開発の必要性	30
第3章	全体システムの概要	41
3. 1	システム・コンセプトの設定	41

3. 1. 1	ジンバル支持X線ヘッド方式	4 1
3. 1. 2	O-R i n g構造の採用	4 4
3. 1. 3	M L C装備X線ヘッド	4 6
3. 1. 4	k V X線イメージング装置のオンボード 搭載及びシステム統合	4 6
3. 2	全体システムの概要	4 7
3. 3	M L Cの概要	5 1
3. 4	イメージング・サブシステムの概要	5 3
3. 5	動体追尾照射の概要	5 7
第4章	電子加速器システムの設計	6 2
4. 1	電子加速器システムに対する要求事項	6 2
4. 1. 1	加速エネルギー	6 2
4. 1. 2	照射野及び線量率	6 3
4. 1. 3	ビーム・エネルギー・スペクトラムの安定性 及び立ち上がり特性	6 4
4. 1. 4	照準精度、MLC分解能及び位置決め精度、及び半影	6 5
4. 1. 5	M L Cリーフ漏洩線量	6 6
4. 1. 6	機械的特性	6 6
4. 2	電子加速器システムの全体構成	6 8
4. 3	X線ヘッドの構成	6 8
4. 4	透過型線量計及び線量モニタ回路	7 2
4. 4. 1	透過型線量計	7 2
4. 4. 2	線量計モニタ回路	7 5
4. 5	導波管系	7 8
4. 6	クライストロン・R Fドライバ	8 1

4. 7	クライストロン	8 2
4. 8	クライストロン・モジュレータ	8 3
4. 9	電子銃高圧パルス電源	8 7
4. 1 0	全体の制御システム	8 7
4. 1 1	電子加速器制御システム	9 1
4. 1 1. 1	クライストロン周波数自動制御	9 1
4. 1 1. 2	加速マイクロ波電力の自動制御	9 1
4. 1 1. 3	電子銃ビーム電流の定値制御	9 9
4. 1 1. 4	電子銃電圧定値制御	1 0 1
4. 1 1. 5	線量率の安定化制御	1 0 1
4. 1 1. 6	電子加速器システムのタイミング制御	1 0 1
4. 1 2	電子加速器システムの安全設計	1 0 3
第5章 電子加速管の開発		
5. 1	加速周波数の選定	1 1 3
5. 2	加速管に対する要求事項	1 1 5
5. 2. 1	加速管の機械的な特性	1 1 5
5. 2. 2	加速エネルギー及びエネルギー・スペクトラム	1 1 6
5. 2. 3	出力ビーム電流及びパルス繰り返し周波数	1 1 6
5. 2. 4	ビーム・ローディング特性	1 1 7
5. 2. 5	ビーム・オプティクス	1 1 8
5. 2. 6	加速管からの漏洩X線	1 1 8
5. 3	加速管の構成	1 1 9
5. 4	電子銃部の詳細設計	1 1 9
5. 5	加速構造の詳細設計	1 2 6
5. 5. 1	定在波加速空洞部の設計	1 2 6

5. 5. 2	インジェクタ部の設計	1 2 7
5. 5. 3	ビーム・ローディング効果	1 3 0
5. 5. 4	数値シミュレーションによる最適化設計	1 3 0
5. 6	加速管の製作	1 3 3
5. 7	電子銃の特性評価	1 3 5
5. 8	加速管全体の特性評価	1 3 8
5. 8. 1	測定の方法	1 3 8
5. 8. 2	ビーム透過率	1 4 0
5. 8. 3	ビーム・プロファイル	1 4 1
5. 8. 4	ビーム・エネルギーの分布	1 4 8
5. 8. 5	ビーム・ローディング特性	1 4 9
5. 8. 6	加速管からの漏洩線量	1 5 0
5. 9	まとめ	1 5 2
第6章	A F Cの開発	1 5 6
6. 1	従来のA F C	1 5 6
6. 2	新A F Cのコンセプト	1 6 0
6. 3	キャプチャ・レンジに関する検討	1 6 3
6. 4	A F C回路の詳細	1 6 4
6. 5	A F Cの試作評価	1 6 7
6. 6	ロバスト性に関する検討	1 6 9
6. 7	まとめ	1 6 9
第7章	システム性能の評価	1 7 1
7. 1	基本的なシステム性能の評価	1 7 1
7. 2	アイソセンター照準精度の評価	1 9 7
7. 2. 1	機械的なアイソセンター照準精度の評価	1 9 7

7. 2. 2	X線のアイソセンター照準精度評価 (Star Shot法)	2 0 0
7. 2. 3	X線のアイソセンター照準精度評価 (EPID法)	2 0 4
7. 3	照射野に関する性能	2 0 7
7. 3. 1	ジンバル駆動時の照射野平坦度	2 0 7
7. 3. 2	M L Cからの漏洩線量評価	2 1 0
7. 4	I M R T性能	2 1 2
7. 4. 1	ブロック・パターンの評価	2 1 2
7. 4. 2	小線量投与能力	2 1 9
7. 4. 3	I M R T性能の総合評価	2 2 1
7. 5	投与線量の長時間安定性	2 3 2
7. 6	まとめ	2 3 3
第8章	結 論	2 3 5
	略語集	2 3 9
	謝辞	2 4 1
	研究業績	2 4 2

# 第1章 序 論

## 1. 1 研究の背景

近年の高齢化社会の急速な進展及びがん死の増加に伴い、非侵襲的な治療法の一つである放射線治療の重要性が急速に高まっている。

従来の放射線治療は、特に国内では、手術等の外科的治療、抗がん剤等の化学治療に次ぐ補助的な位置付けであったが、治療機器の技術革新に伴って照射精度が飛躍的に改善され、腫瘍組織に集中的に線量を分布させることができるようになり、これに伴って治療成績が向上して外科的治療に匹敵する治療法となりつつある。

現在の放射線治療の主流は、医療用電子リニアックである。これは、電子リニアックで4～20 MeVに加速された高エネルギー電子線を金属に照射して発生する制動放射X線を利用するものであり、光子線治療と呼ばれている。光子線は、体内では指数関数的に減衰し、深度方向の線量制御を行うことはできない。これに対して、数百MeVの高エネルギーに加速された陽子線や、数GeVの高エネルギーに加速された炭素線等の重粒子線は、その加速エネルギーに応じて、体内での飛程の終点付近で選択的に線量を付与する特性（ブラッグ・ピーク）があり、深度方向の線量制御が可能となる点で優れている。この特性を活かして、陽子サイクロトロンや重粒子シンクロトロン等の大型の加速器設備が建設され、特に、耐放射線性の悪性腫瘍に対する良好な臨床成績が報告されているが、設備の建設費及び運転・維持経費が極めて高額であり、一般に普及するものとはなっていない。

このような状況で、一般に普及可能な経済性を有し、照射精度を改善して飛躍的な治療成績の改善が可能な、普及型の革新的放射線治療装置の開発が、時代の要請となっている。

## 1. 2 本研究の目的

放射線治療の線源としては、1. 1で述べた制動放射X線や陽子線、重粒子線の他に、電子リニアックからの高速電子線、 $\text{Co}_{60}$ や $\text{Cs}_{137}$ 等の放射性同位元素の $\gamma$ 崩壊による $\gamma$ 線、 $\text{Ir}_{192}$ やRa等の $\alpha$ 崩壊による $\alpha$ 線、更に熱中性子や低速から高速の中性子を含めた中性子線が考えられる。

電子リニアックからの高速電子線は、皮膚付近の浅い深度で急速に減衰するため、医療用電子リニアックの1治療モードとして、皮膚がん等の表在性の腫瘍や白血病の治療に臨床適用されているが、正常皮膚の被曝線量が制約条件となってそれ以上の深度の腫瘍の治療には使用できない。 $\text{Co}_{60}$ 等からの $\gamma$ 線は、制動放射X線と類似の深度線量分布を示すが、放射能線源の取り扱いや管理の煩雑さ、漏れ事故の可能性の点から、



最近では制動輻射X線源に取って代わられつつある。 $\alpha$ 線は体内飛程が極めて短く、体外から照射を行う外照射治療には向かず、 $\text{Ir}_{192}$ 等の線源を腫瘍に直接刺入して治療する内照射治療に用いられている。中性子線は、原子炉から得られる他、高エネルギーの電子線を重金属に入射させたり、陽子線をBeターゲットに入射させても発生するが、生物学的な副作用が強く、予め腫瘍に選択的に分布させたホウ素に吸収させて $\alpha$ 崩壊を発生させるBNCT(Boron Neutron Capture Therapy)としてごく少数の臨床応用が実施されているに過ぎない。

以上の点から、普及型の外照射治療線源としては、現時点では電子リニアックによる制動輻射X線が唯一の選択枝であり、将来的な普及型の革新的放射線治療装置としては、高精度の照準技術であるIGRT(Image Guided Radiation Therapy)及び体動を補正する動体追尾照射技術、高い自由度で線量分布を制御する技術であるIMRT(Intensity Modulation Radiation Therapy)を、電子リニアックと高度に統合したものとなる。

本研究の目的は、IGRT、動体追尾照射及びIMRTと統合可能な電子加速器システム(リニアック)の開発である。

### 1. 3 本論文の構成

本論文では、第2章で、放射線治療の意義及び放射線治療の歴史について概述して、本研究の時代的及び社会的位置付けを明確にするとともに、光子線治療の将来動向である、IGRT、IMRT及び動体追尾照射について詳述して、本研究の臨床面での有用性を明確にする。

第3章では、普及型の革新的放射線治療装置の全体システムの概要を示す。

第4章では、電子加速器システムのシステム設計、詳細設計結果を示す。

第5章では、本電子加速器システムの最大の特徴である、Cバンド超小型電子加速管の開発及び性能評価の詳細について示す。

第6章では、上記Cバンド超小型電子加速管の安定動作に必要な不可欠な、新型のAFC(Automatic Frequency Controller)の開発及び性能評価の詳細について示す。

第7章では、電子加速器システムとしての総合的な性能評価の結果を示し、IGRT、IMRT及び動体追尾照射が有効に実施可能なシステムとなっていることを明らかにする。

第8章では、本研究で得られた成果を纏めるとともに、今後の研究課題や研究の方向性について考察する。

## 第2章 放射線治療の歴史と将来動向

### 2. 1 放射線治療の意義

放射線治療の主要な適用は、悪性腫瘍もしくは、良性ではあっても生命機能を著しく損なう腫瘍である。これらの治療には、手術による廓清（除去）、抗がん剤等の薬剤によるがん細胞の活動抑制もしくは死滅、放射線によるがん細胞の活動抑制もしくは死滅があり、更にこれらを複合した集学的な治療が行われている。

放射線治療の特徴はその非侵襲性にある。即ち、手術は一般的に患者の体組織の切断や除去、出血等の体液の流出を伴い極めて侵襲的な治療であり、高齢や衰弱等により体力の弱った患者には耐えられない場合が多い。また、手術中の正常組織への損傷や、術中及び術後の感染症や薬剤等の副作用、体温や呼吸管理に伴う副作用等により、術後の後遺症の可能性があるとともに、体組織の一部の切断や除去により、患者の治療後のQOL(Quality Of Life)を著しく害する場合がある。更に、脳内や肺野等では、手術が不可能な症例もある。

抗がん剤も血流に乗って薬剤が全身に回り、薬剤感受性の高い臓器の正常細胞や組織の破壊を伴って侵襲性が高い。

これに対して放射線治療は、適切な画像診断結果に基づいて適切に治療計画がなされ、適切な器材で正確な照準及び正確な線量分布で投与がなされれば、症例にもよるが、手術に匹敵する治療効果が得られる。しかも患者の正常な体組織には手付かずで治療が施行でき、上記のような手術の術中及び術後の患者への副作用が回避できるとともに、患者の体形がそのまま温存できるため、予後のQOLも極めて良好である。また、放射線治療特有の副作用についても限定的で、治療効果を考えれば十分に受け入れることができるものである。

放射線治療の副作用については、3ヶ月以内を急性と定義し、その程度に応じて、RTOG(Radiation Therapy Oncology Group)では5段階(Grade 0～Grade 4)に分類している。RTOGスコアリング・システム<sup>1)</sup>と呼ばれ、部位に応じて症状とそのGradeが詳細に定義されている。3ヶ月以降の副作用を晩発性と定義し、RTOG/EORTC スコアリング・システム<sup>2)</sup>では6段階（Grade 0～Grade 5）に分類している(EORTC: European Organization for Research and Treatment of Cancer)。急性の場合と同様に、部位に応じて症状とそのGradeが詳細に定義されているが、概略的に言えば、Grade 0は無症状、Grade 1は生活に支障の無い程度、Grade 2は時に入院を要するレベル、Grade 3は部位によっては外科的処置が必要なレベル（例えば消化管の潰瘍等）、Grade 4は生命を脅かすレベル（例えば消化管の穿孔、組織の壊死や繊維化等）、Grade 5は治療に起因する死亡 と考えることができる。急性のものの例として

は、治療部位に隣接する放射線感受性の高い危険臓器(OAR : Organ At Risk)への影響があり、頭部治療の際の中樞神経系への影響や前立腺治療の際の直腸の出血等がある。また、肺野の治療の際の肺全体の被曝による放射線肺炎のように、体積依存のものも知られている。晩発性のものの例としては、低線量域での肉腫の発生が知られているが、適切な治療計画により局部的でかつ限定的なものとするのが可能である。若年者においては放射線感受性が高く、放射線治療を避けるべき症例もあるが、概して、手術や薬剤による治療よりも副作用は軽微であり、放射線感受性が低く、また予後の寿命にも限界がある高齢者への適用を考えた場合、手術や薬剤に対して明かな優位性がある。

高齢化の進展もあり、現在の日本人の死因の1 / 3は悪性腫瘍が原因<sup>3)4)</sup>であり、今後、更にこの比率は1 / 2にも達すると見られている。このような状況下で、図2.1に示す通り、放射線治療は今後益々重要性を増し、日本人の1 / 4が放射線治療を受ける時代が来ると言われている。

## 2. 2 放射線治療の歴史<sup>5)~11)</sup>

放射線治療の歴史は、1895年のWilhelm Conrad RoentgenによるX線の発見に始まる。当時のX線は、希薄大気中放電の電子線の制動輻射によって発生するX線であった。生体への作用機序は一切不明であったが、翌1896年には、がん患者への放射線治療の適用が始まっており、これが、体外から経皮的に放射線を照射する外照射放射線治療の始まりである。その後、1902年にはPierre Curie及びMaria Curieによりピッチブレンドからラジウムが抽出され、ラジウムの小線源を腫瘍の直近もしくは腫瘍そのものに配置し、この $\alpha$ 崩壊により発生する $\alpha$ 線ががん治療に適用され始めた。これが、体内に線源を導入して患部に近接させ、非経皮的に放射線を照射する内照射放射線治療の始まりである。

この後、外照射放射線治療装置は加速器技術の発展とともに発展を続け、内照射放射線治療装置は線源開発及びそのパッケージング技術とともに発展してきた。

これに対して、処方線量決定の基準を与える放射線生物学は、放射線の生体への作用機序の解明が遅れ、臨床的に正に手探りの状態で営々と開発されてきた。数学的なモデルとして、1950年代になって標的ヒット理論が完成されて、放射線の生物作用の定量的な取り扱いへの端緒が開かれ、1980年代にはLinear Quadratic(LQ)モデルが提唱されて、放射線感受性も含めたある程度の定量的な取り扱いが可能となったものの、いずれも、放射線生物現象の根本的なメカニズムの解明ではなく、現象面の数学的な理解に過ぎなかった<sup>12)</sup>。最近になって、分子生物学、放射線生物学の進展とともに、ようやく、根本的なメカニズムへの理論的なアプローチが可能となってきている。また、放射線治療の際に必須の治療計画技術については、治療計画のもととなる体内のイメージング技術と線量計算を行う計算機技術の進展とともに、近年急速に発展して

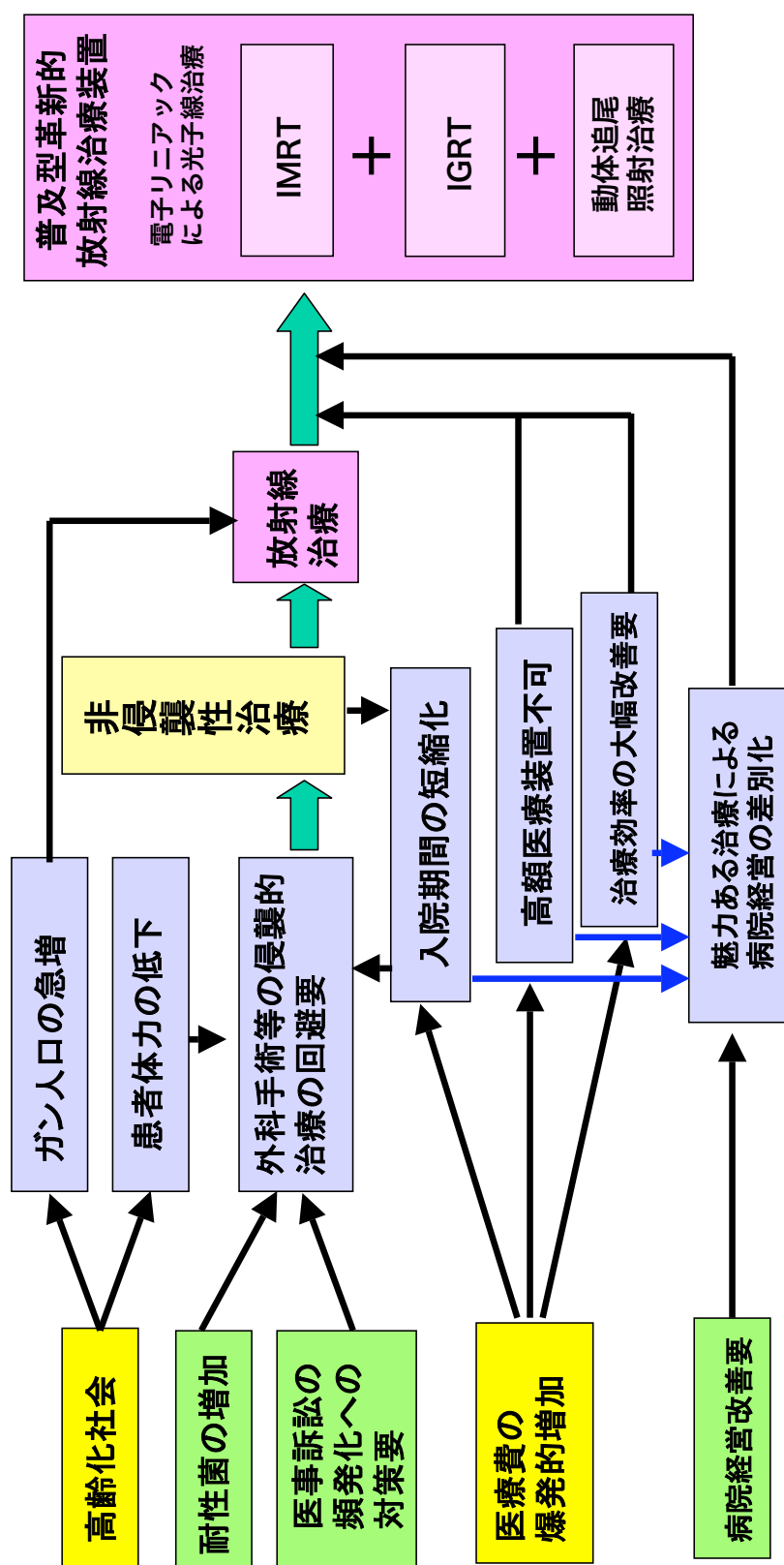


図2. 1 放射線治療及び高精度放射線治療の社会的意義

きている。即ち、放射線治療技術は、その作用機序を取り扱う分子生物学や放射線生物学とともに、加速器技術、線源技術、イメージング技術、計算機技術及びこれらを統合して臨床応用する臨床技術の、集学的、統合的な技術と言える。

外照射放射線治療は、大まかには、X線や $\gamma$ 線等の光子（電磁波）を用いる光子線治療と、電子のような軽粒子、 $\pi$ -中間子、陽子や中性子等の中間的な質量の粒子、ホウ素や炭素等の重粒子を加速して用いる粒子線治療に分類される。放射線の生物作用は、これらの放射線が電離という形で細胞にエネルギーを付与する現象を起点として発現するが、エネルギー付与率の観点から、低LET(Linear Energy Transfer)線と高LET線に分類される。光子線は例外無く低LET線であり、この他に $\pi$ -中間子(Pi Meson)や、現在、実用的な治療に用いられている高エネルギー(数100MeV)の陽子も低LET線に分類される。これに対して、軌道電子と強い相互作用を起こす電子や、 $\alpha$ 崩壊を伴って高密度の電離を発生する速中性子、衝突断面積の極めて大きな重荷電粒子は高LET線に分類される。

*In-vivo*の状態では、腫瘍組織内で細胞内の酸素密度が低下して放射線感受性が低下することがある。これを酸素効果と呼び、細胞内の酸素ラジカルがそのDNA損傷の主要な作用機序（間接効果）である低LET線では特に顕著で、治療後の再発の主要原因ともなっている。これに対して、そのものがDNA損傷を担い直接効果が主体の、高LET線は、酸素効果を軽減可能であり、臨床研究が進められてきたが、速中性子線については、正常組織への副作用も大きくなかなか実用化されていないのが現状である。

陽子線や炭素イオン等の重荷電粒子線では、高エネルギーに加速された場合、体内でのその直線的な飛程の最後で急激な電離を発生する現象（ブラッグ・ピーク）<sup>13)14)</sup>があり、荷電粒子線の加速エネルギーにより深度方向の線量分布の制御が可能である。この現象の臨床応用は、1946年のRobert Wilson<sup>15)</sup>による「ブラッグ・ピークを持つ粒子線の放射線治療への応用」の提唱に始まっており、陽子線治療の試行が実際に開始されたのは1950年代半ばであるが、粒子線を、治療に適した高エネルギー（陽子線の場合は200 MeV～400 MeV、重粒子線で最も重い炭素線の場合は約4 GeV）に加速するためのサイクロトロンやシンクロトロン加速器はいずれも物理実験用の巨大装置であり、臨床普及は遅れている。

この他、 $\pi$ -中間子も同様に、飛程の最後で核子に取り込まれて核分裂を誘発し、急激な電離現象（スター）が発生して重荷電粒子と同様に深度方向の線量分布の制御が可能であるが、 $\pi$ -中間子自体が600 MeV程度に加速された陽子線や1 GeV程度に加速された電子線等をターゲットに照射して発生する2次線であり収率が低く、更に大型の加速器を要するのと $\pi$ -中間子ハンドリング設備を必要とする他、陽子線や重粒子線と比較して生物学的なメリットが薄いために、米国LAMPF、カナダのTRIUMF、スイスのPSIで試行された後に中止され、実用化の可能性は無い。

医療において、経済性は極めて重要な要素である。いかに優れた治療装置、治療技術であっても、その経済性が確保されない限り、決して普及しないし、また社会的な価値も限定されたものになってしまう。陽子線や重粒子線加速器が、「ブラッグ・ピークによる深度方向の線量制御が可能である」という優れた特徴を持ちながら、なかなか普及しないのは、加速器自体や放射線遮蔽室等の付帯設備の等の初度経費が、最も安価な陽子線装置であっても現時点では100億円を超える高価なものであり、またその運転経費が、消費電力や多数の加速器技師を含めた人件費等で、極めて高額であるためである。この点で、今後、予測しうる範囲の未来において、光子線治療が外照射放射線治療の主流であり続けると筆者は考えている。

腫瘍の光子線治療は、上述のように放電管から発生するX線の発見とともに始まっているが、電子線による制動輻射X線の体内への透過力が比較的良好で、体内深度の浅い患部に対しては数十keV～250keVの加速電圧でもある程度実用になったため、単純なX線管が早くから実用に供されてきた。しかし、危険臓器の一つである皮膚の線量を抑制し、患部に所要の線量を投入するためには、更に高エネルギーの光子線が必要とされた。1910年頃以降、ラジウムからの放射線をフィルタにより $\alpha$ 線や $\beta$ 線を濾過して $\gamma$ 線(0.885 MeV)だけ抽出したもの(ドミニチ管)が使用されてきた。線源のラジウム自体がピッチブレンドやカルノタイト等の鉱石からの抽出物で、その含有量が極めて少量で非常に高価なものであったため、1950年代には原子炉から得られる人工の放射性同位元素である $\text{Cs}_{137}$ (0.662 MeVの $\gamma$ 線を発生)が線源として利用され始めた。これに引き続いて、原子炉内での $\text{Co}_{27}$ への中性子照射により生成される $\text{Co}_{60}$ (1.173 MeV, 1.333 MeVの $\gamma$ 線を発生)が、比放射能が高い点とエネルギーが高い点から、これにとって代わり、テレコバルト照射としてアイソセントリックな回転ガントリー・タイプの装置が開発され、1990年初頭までは普及していたが、放射性物質の線源管理の強化及びその煩わしさ(放射性物質の漏泄及び被曝事故も発生)から大幅に減少し、現時点では既設装置の用途廃止を待つばかりとなっている。 $\text{Co}_{60}$ は、これに引き続き、頭部定位治療の代表的な装置であるガンマナイフ用の線源として近年までその需要が拡大したが、これもやはり同様の理由で、後述の電子リニアックにとって変わられつつある。

電子線による制動輻射X線を線源として臨床上の制約なく使用するためには、1～20 MeVの電子線が必要であり、小型・軽量でしかも安価な電子加速器に対する要請は極めて強く、電子加速器技術の進展とともに種々の電子加速器が臨床に応用されてきた。

医療用電子加速器の発展の歴史は、Laughlin<sup>16)</sup>により簡潔に纏められている。初期の電子加速器は、コックロフト・ウォルトンや、マルクス・ジェネレータ、共振トランス、バンデグラフ等の高電圧の静電界発生装置を用いた静電型加速器であったが、高圧静電界の絶縁の制約で加速エネルギーとして2 MeV程度が限界であった。特

に1 MeV以上の加速エネルギーが高い装置は、装置自体が大型で高価であり、また、運転中の放電等の信頼性の点、SF<sub>6</sub>等の絶縁ガスの取り扱い等、運用維持のやっかいなものであり、臨床現場に広く普及するものではなかった。

電子加速器として臨床上十分なエネルギーが得られたのは、1940年に発明されたベータトロン加速器<sup>17)</sup>がその最初のものである。磁場中に、磁力線に直交する軌道で入射した電子は、磁力線に直交する面でラーモア回転を行う。電子の円軌道の周辺の磁束密度分布が、電子の円軌道が取り囲む面の平均磁束密度の半分になるような磁束密度分布（ベータトロン磁場）を作れば、電子のエネルギーに関わらず電子の周回軌道の半径は一定となる。ベータトロン磁場中に電子源を置き、電子を周回軌道上にトラップして、磁束密度を単調増加させれば、電子は周回軌道中で常に磁束密度の変化率に比例した誘導起電力を受けて加速されつづけ、20～50 MeV程度のエネルギーに加速される。通常、加速磁場は数十Hzの低周波正弦波で駆動し、ゼロから開始して1/4周期で最大磁束密度に達したところで、キック・マグネットを駆動してビームを取り出す。ベータトロン磁場自体が弱収束磁場で、空間電荷効果を補償して電流密度を上げることができない他、極めてインダクタンスの大きな大型磁石を駆動する必要があるため、加速周期を上げられないため、平均ビーム電流は小さく、臨床上は制動輻射X線で実用的な線量率が得られず、電子線のための利用に留まっていた。また装置自体の重量が大きくて、実用的な線量率を確保した上でガントリー・タイプの装置が開発できなかった点で、放射線治療の初期に普及したのみとなった。

1930年代後半にStanford Univ.のW. W. Hansen<sup>18)</sup>によって、マイクロ波共振空洞のギャップに発生する高電界を利用した電子加速器が考案され、その後に軍事レーダ用電波源として発明された高出力のマイクロ波管である、クライストロンやマグネトロンと組み合わせて、リニアックやマイクロトロン等のマイクロ波加速器が開発された。

電子リニアックは、前出のW. W. Hansenのグループ<sup>19)</sup>と英Telecommunications Research EstablishmentのD. D. Fryのグループ<sup>20)</sup>により1946年から1947年にかけて進行波型加速管（図2.2に例を示す）<sup>21)</sup>が発明されて実用化され、1952年には現在の医療用電子リニアックとほぼ同等の原理ものが英国で実用化されている<sup>22)</sup>。但し、当時の電子リニアックは、加速管部分が大型で重量も大きくて固定型であった。更に、米国及び英国で研究開発が進み、現在のようなアイソセンター型の回転方式の医療用電子リニアックが登場するのは1954年になる<sup>23)24)</sup>。

1968年にはKnapp等<sup>25)</sup>によりサイドカップル型の定在波型加速管（図2.3に例を示す）<sup>26)</sup>が発明された。

加速管の共振空洞内表面では、加速マイクロ波によるエディ・カレントによってオーム損が発生し、これをストラクチャー・ロスと呼ぶ。単位長さ当たりの加速電圧勾配

の二乗を単位長さ当たりのストラクチャー・ロスで除したものは、 $\Omega/\text{m}$ の単位を持ち、「加速管のシャント・インピーダンス」と呼ばれて加速管の加速効率の1指標となっている。定在波型加速管では、進行波型加速管と比較して更に高いシャント・インピーダンスが得られるようになって、小型の加速管で数MeVから十数MeVの加速エネルギーが得られ、1970年前半に現在の医療用電子リニアックの原型が完成した。

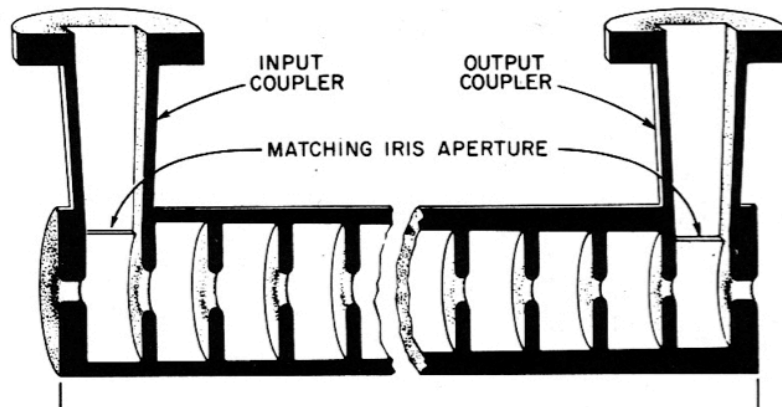


図 2. 2 進行波型加速管の例

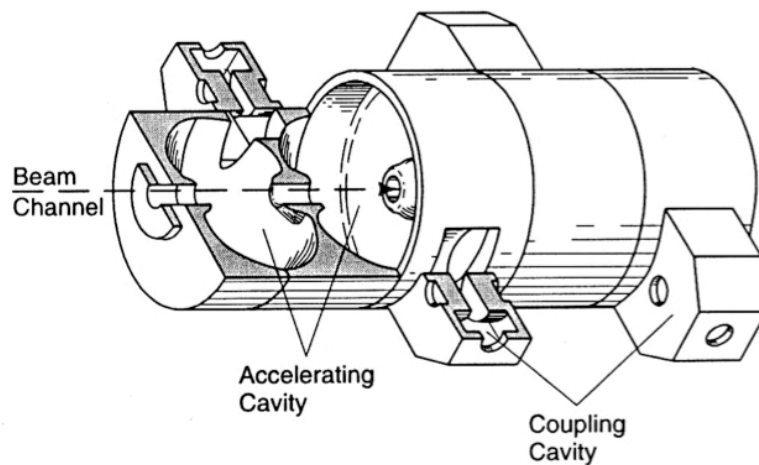


図 2. 3 定在波型加速管の例

図2.4に現在の標準的な医療用電子リニアックの例を示す。アイソセンターと呼ばれる水平回転軸の周りにガントリーが回転し、患部をこのアイソセンターに合わせて360°全周から照射することにより、健常組織の線量を抑制しつつ、患部に所要の線量を投与する。



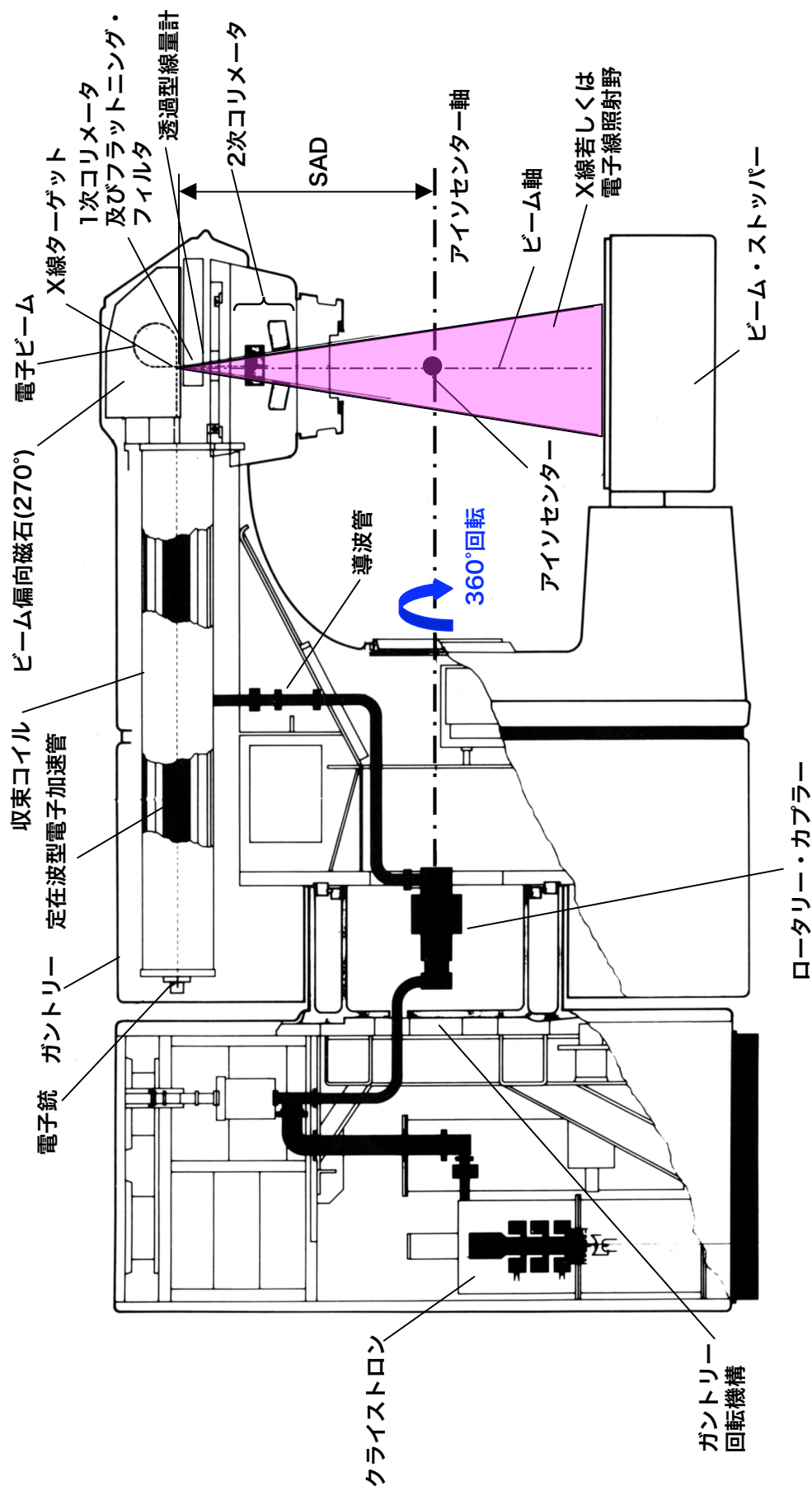


図2. 4 現在の標準的な医療用電子リニアックの例 (米VARIAN社 CLINAC 1800)

治療線としては、加速された電子ビームを金属ターゲットに入射してこれから発生する制動輻射X線を利用するのが主流であるが、同じ装置で金属ターゲットを取り除き、電子ビームをTi箔等のビーム窓から取り出して、皮膚や皮下等の浅い患部の治療に利用することのできる装置もある。X線ターゲットとアイソセンターの距離はSAD(Source Axis Distance)と呼ばれ、治療計画を行う際の重要なパラメータの1つである。初期の医療用電子リニアックでは、80 cm、100 cmの2種類のものがあったが、X線ヘッドと患者との距離の確保も、治療の自由度及び装置と患者の機械的接触の防止の観点から重要であり、現在の装置では100 cmが標準となっている。

標準的な電子リニアックの次の革新は、1980年代初頭に定在波型加速管において開発されたデュアル・エネルギー型加速管<sup>27)</sup>である。これは、図2.5に示す<sup>28)</sup>通り、サイド・カップル型加速管のカップリング空洞にエネルギー・スイッチと称するプランジャ機構を設け、サイド・カップル空洞を短絡・非短絡制御することにより、ビーム品質を劣化させずに、6 MeVの低エネルギー及び18 MeVの高エネルギー加速を1本の加速管で行うものであり、これにより、標準的な医療用電子リニアックの電子加速器としての技術は完成の域に達した。

なお、医療用電子リニアックのX線モードでは、制動輻射X線を使用するため、そのエネルギー・スペクトラムは、電子ビームのエネルギーを最大値として、広範囲に分布する帯状スペクトラムとなって、特定のエネルギーを指定することができない。このため、電子ビームのエネルギーで規定し、例えば、電子ビームのエネルギーが6 MeVであるとする、「6 MVのX線」と呼称するのが通例である。実際には、X線ターゲットの構造や材質、その後段にあるフラットニング・フィルタの構造や材質によって、X線のエネルギー・スペクトラムは変化し、一意に定まらない。

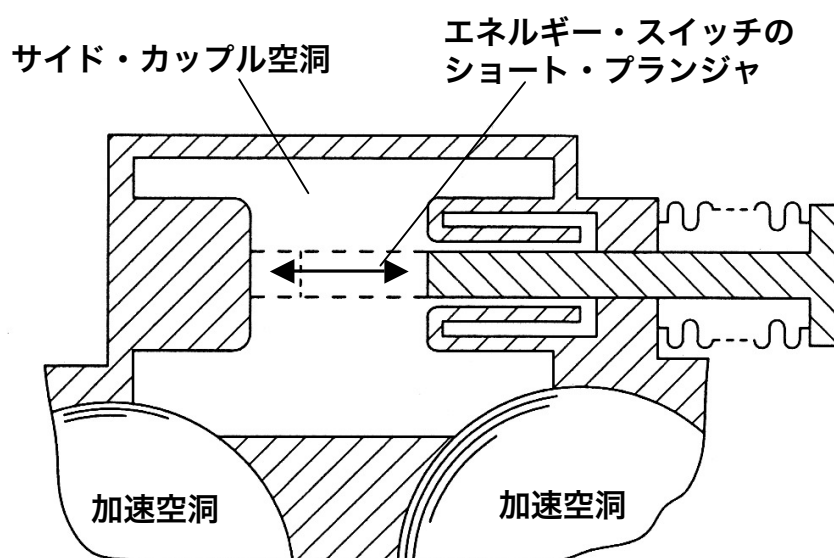


図2. 5 定在波型導波管 エネルギー・スイッチ機構

## 2. 3 光子線治療の将来動向—IMRT

(Intensity Modulation Radiation Therapy)

### 2. 3. 1 IMRTの歴史

光子線治療に関する次の技術革新は、MLC(Multi Leaf Collimator)と治療計画アルゴリズムに関するものである。

標準的な電子リニアックのX線ヘッド部の構成を図2.6に示す。加速管で加速された電子ビームは、X線ターゲットに当たりここで制動輻射X線を発生する。この後、X線は制動輻射の角度特性を補正して、1 m離れた10 cm水深中で照射領域に渡って平坦な線量分布が得られるようにフラットニング・フィルタで平坦化されるとともに、1次コリメータ、2次コリメータで照射野を切り取って整形する。通常、1次コリメータは固定型で装置の最大照射野を規定し、2次コリメータは、X、Yの直交するジョー型で最大照射野の中で任意の位置に任意の寸法の矩形の照射野を形成する。この後に、標準形状や患者毎に個別に製作された特殊な形状の遮蔽金属ブロックを置いて矩形照射野の一部をブロックしたり、ウェッジ・フィルタと称する楔形の金属を置いて深度分布曲線に偏りを持たせたりして、個々の患者に必要な照射野形状や深度分布に対応するのが従来の方法であった。更に、頭部の定位治療等の精密照射を行う際には、ソープスと呼ぶ円筒形の3次コリメータを使用する。

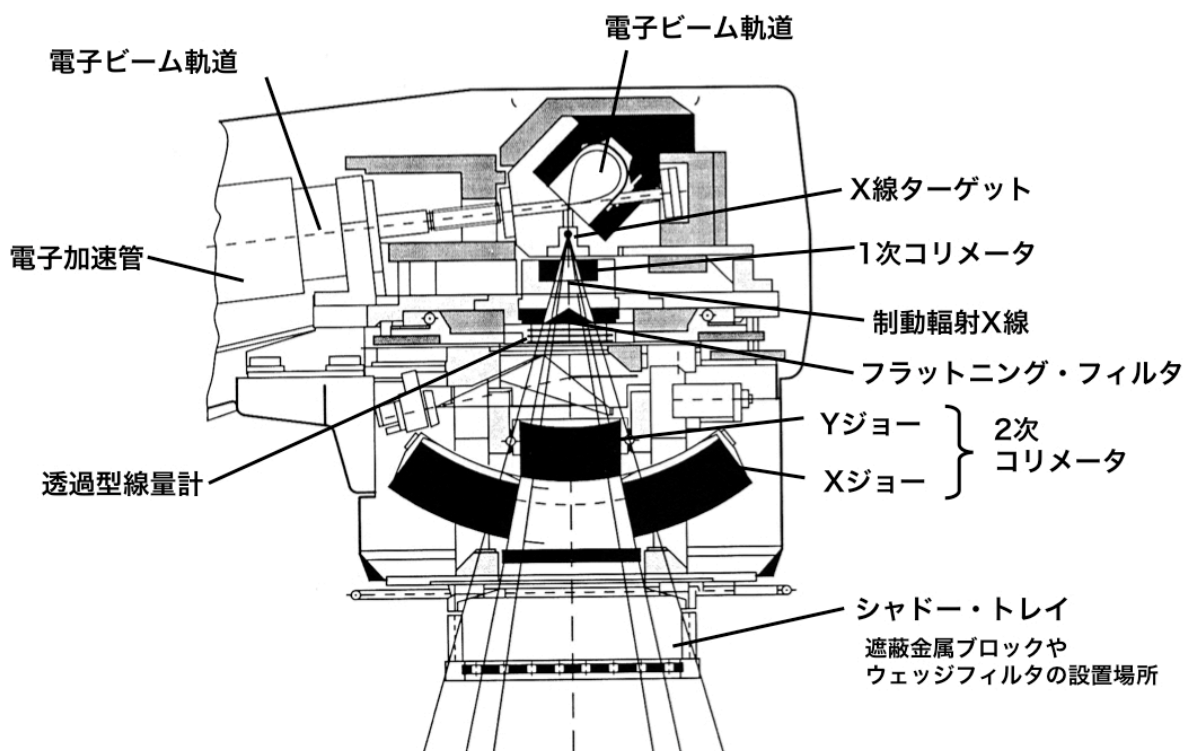


図2. 6 標準的な電子リニアックのX線ヘッド部構成図

これに対して、MLCは図2.7に示す通り、コンピュータ制御のモータで個別に駆動される複数の重金属のリーフで構成されており、リアル・タイムで自由に整形が可能な3次コリメータである。

アイソセントリックな治療装置では、アイソセンター周りのビーム照射方向を「門」と呼び、通常、治療部位をアイソセンターに合わせて複数の門からの照射により、治療部位に選択的に高線量の照射野を形成する。これに加え、MLCを各門でのBEV (Beam's Eye View)の腫瘍形状に成形すれば、CRT(Conformal Radiation Therapy)と呼ばれ、その端緒は1975年に高橋により提案<sup>29)</sup>された原体照射にあり、その後、種々の派生方式が編み出されてきた。(図2.7参照)

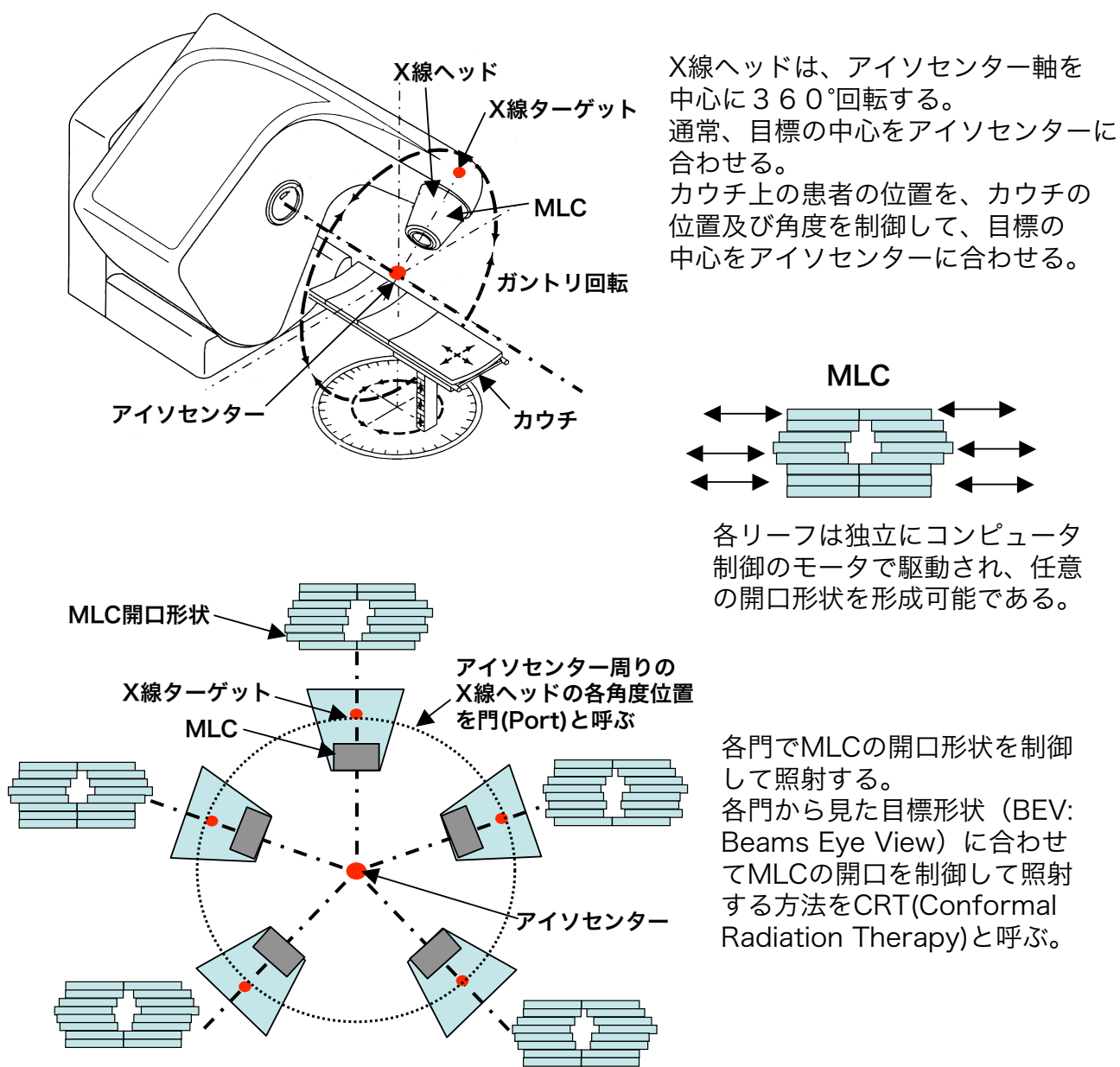


図2. 7 MLCの説明及びアイソセントリック治療装置の説明

これを更に進めて、任意の線量分布を形成する手法についての研究が進められ<sup>30)31)</sup>、1988年にBrahme<sup>32)</sup>により、所望の線量分布を与えてこれを形成する逆解法アルゴリズム(Inverse Planning)が提案された。更に1989年にはWebb<sup>33)34)</sup>により Simulated Annealing Algorithmが提案され、これをもとに、1991年のStep & Shoot型のIMRTの開発に繋がる。これは各門を更に複数のセグメントに分割し、Inverse Planning治療計画アルゴリズムでこのセグメント毎にMLC形状を決定して照射を実施することにより、任意の線量分布の照射野が形成できる照射方法である。これにより、MLCの空間分解能で、任意の形状で任意の線量分布を立体的に形成できるようになった。

米国で最初に実用化されたIMRTシステムは、1993年にCarol等<sup>35)</sup>により発表された米NOMOS社のPeacock Systemである。これは、基本的に回転照射方式であり、Binary MLCと呼ばれる1次元アレイ状のMLCでファン・ビームを形成して、これをアイソセンターの周囲で回転させて所望の線量分布を形成する。MLCアレイの各エレメントは空気圧で駆動され、開又は閉のいずれかの状態をとり、閉の状態ではファン・ビームのうちこのエレメントに対応する部分を遮蔽し、開の状態では治療線を通させる。このBinary MLCは、標準的な医療用電子リニアックのガントリーの先端に取り付けられ、照射中はガントリーを回転させて、0.5°刻みにBinary MLCの開閉のパターンを制御して1スライス分の線量を形成する。次に、カウチを1スライス分だけ動かして、同様にファン・ビームの線量分布の形成を行い、患者の体軸方向の治療部位の分布の分だけこれを繰り返す。原理的にX線CT装置のそれと類似であり、治療計画は、X線CT装置の画像再構成アルゴリズムの逆解法により行う。Peacock Systemは既存の医療用電子リニアックに後付けのシステムであったが、スライス間の線量分布の連続性が問題であり、同1993年にMackie等<sup>36)</sup>によりX線CT装置に類似した専用システムのコンセプトが提唱され、また、X線CT装置がヘリカル・スキャン型に発展したのと同様に、ヘリカル・スキャン方式が取り入れられ、図2.8に示すようなHelical Tomotherapy<sup>37)</sup>として専用装置が実用化されている。

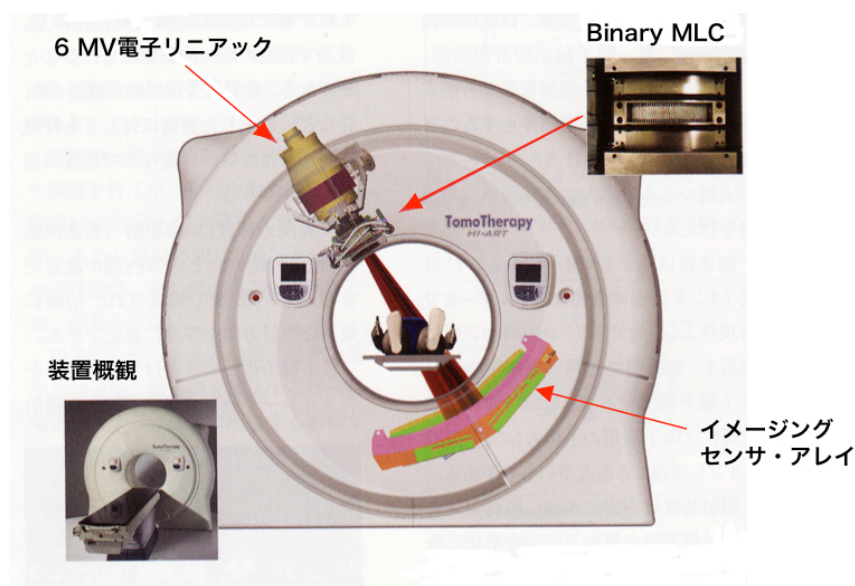


図2. 8 Tomotherapy 概要図  
- 14 -



1994年にはBortfeld等<sup>38)</sup>により、一般のMLCを使用してStep and Shoot方式のIMRTが開発され、1995年にはLing等<sup>39)</sup>により臨床適用されている。また1997年にはLing等<sup>40)</sup>により、各門をセグメントに分割せず、治療線を照射したままMLCを動かして線量形成を行うDIMRT(Dynamic IMRT)法が実用化されている。

また、Adler等により開発された、Cyberknife<sup>41)</sup>もIMRT専用装置の1形態である。これは、図2.9<sup>42)</sup>に示す通り、6自由度のロボット・アームの先端に超小型の電子リニアックを装備したものであり、従来の電子リニアックが全てアイソセントリックな装置であったのに対して、アイソセンターを持たないノン・アイソセントリックな装置である。電子リニアックの発生するビームは円形の断面を持つビームであるが、目標の周囲に多数のビームをノン・アイソセントリックに照射して照射時間によりそれぞれのビームの線量を制御して任意の線量分布を形成する。

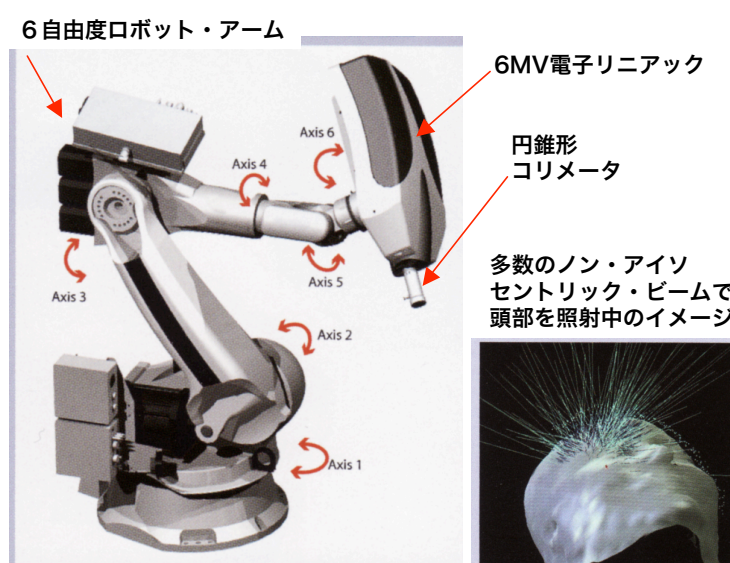


図2. 9 CyberKnife 概要図

## 2. 3. 2 IMRTの意義

従来の照射方法と、CRT及びIMRTの差異の説明を図2.10に示す<sup>34)</sup>。これにより、従来は腫瘍形状に合わせてしかも凸型形状にしか線量分布を成形できなかったものが、凹型形状にも対応でき、確実にOARを回避して、更に、必要な領域に確実に線量分布が形成できるようになった。

### 2. 3. 2. 1 凹型の線量分布形成

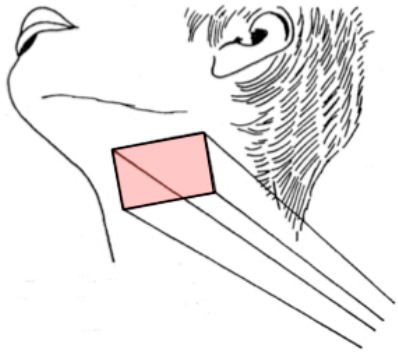
放射線治療で最も重要な点は、治療部位のみに高線量の線量分布を集中させ、周辺の健常組織の線量分布を最小限度に抑えることである。特に、放射線耐性が低く、また冗長性の無い健常組織は危険臓器(OAR: Organ At Risk)と呼ばれ、許容できない副作用のために、治療部位への線量投与を制約し、放射線治療の信頼性を劣化させる主要

因となっている。従来のXY2軸のコリメータによる矩形の照射野では勿論のこと、MLCを用いたCRTでも実現できない線量分布の一つとして凹型形状がある。これは、図2.11に示す通り、照射野が凹型になっておりこれに隣接してOARが存在する場合に必要な。実際の臨床上でこのようなケースが起る代表例を表2.1に示す<sup>43)</sup>。放射線治療医の約30 %はこのような凹形状の線量分布を必須と考えていると言われており、IMRTにより、手術に匹敵する治療効果も期待できる「高精度放射線治療」への扉が開かれたと言っても過言ではない。

**表 2. 1 凹型の照射野が必要な臨床ケース**

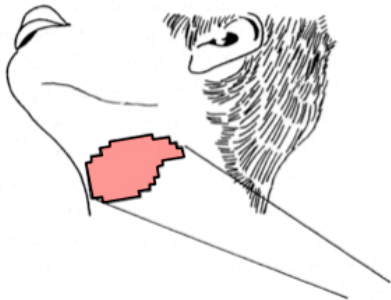
腫瘍発生部位	拡大治療野	危険臓器 (OAR)
咽頭部、喉頭部、口腔	所属リンパ節	脊椎
鼻腔	隣接領域、頭蓋底	Optical Pathway Structure、
頭蓋底	開口部、隔膜、くも膜	Optical Pathway Structure、 脳幹
脊椎周辺	開口部、くも膜	脊椎
縦隔膜、肺	所属リンパ節	脊椎、食道
肋膜	肋膜、隔膜	肺、肝臓
卵巣	腹膜	肝臓、腎臓
前立腺	精のう	直腸
前立腺 (高ステージ)	所属リンパ節	小腸
直腸	所属リンパ節	小腸
子宮頸部	周辺組織、所属リンパ節	小腸、直腸、膀胱
胸部	Medial & Lateral Edges	肺、心臓

IMRTによる凹型の線量分布の形成の原理図を図2.12に示す。各門を複数のセグメントに分割し、各セグメント毎にMLCでビーム形状を成形して、各門からの照射に対して二次元の線量分布を与え、全門からの照射を合成することにより、立体的な凹型形状の線量分布を形成することが可能となる。



### 従来の照射方式

照射野は基本的に直方体形状。  
Wedge FilterやShadow Block等  
により、形状や線量分布を制御する  
方法で改善が図られてきたが、自由な  
形状を形成することはできない。



### CRT 照射方式

MLCによりBeam's Eye Viewで  
照射方向から見た目標形状に精密に  
合わせることはできるが、目標上の  
線量分布は一様。



### IMRT 照射方式

MLCにより、同方向から多数の  
セグメントに分割して照射。  
目標形状に精密に合わせるとともに、  
目標上で任意の線量分布を実現可能。  
凹型の線量分布も可能であり、OAR  
回避も有効に行える。

図2. 10 従来照射方式、CRT、IMRTの比較図

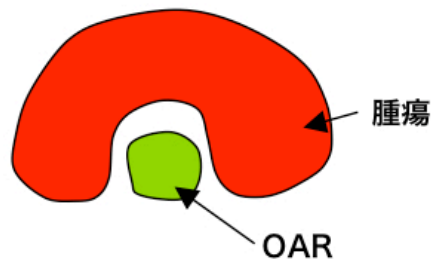


図2. 11 凹型の線量分布が必要となるケースの例



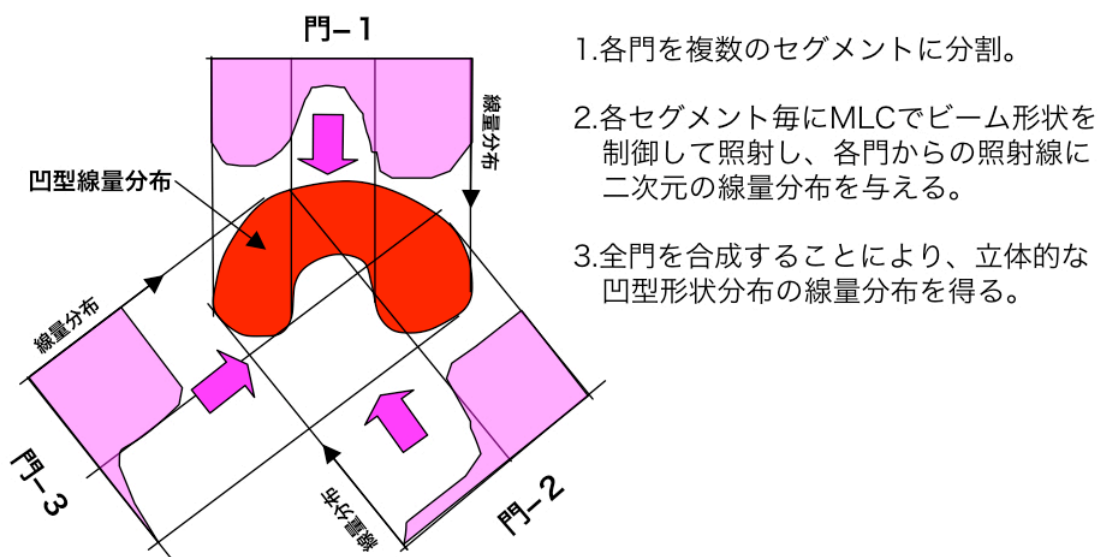
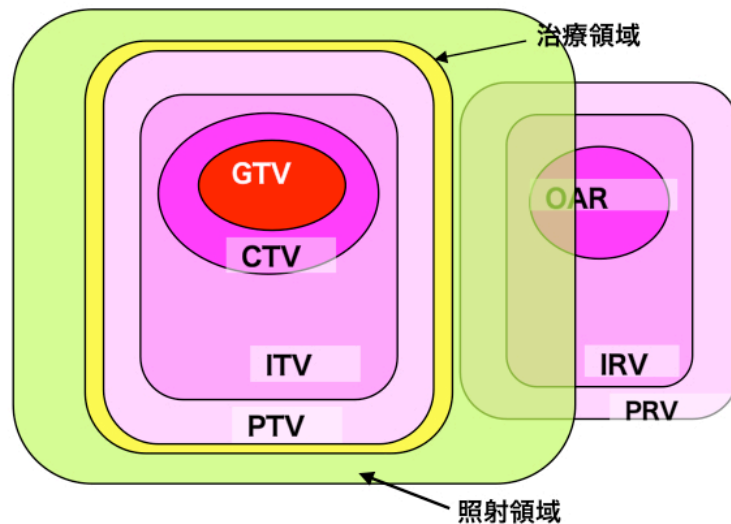


図2. 1 2 IMRTによる凹型線量分布形成のメカニズム

## 2. 3. 2. 2 柔軟性のある線量分布の形成

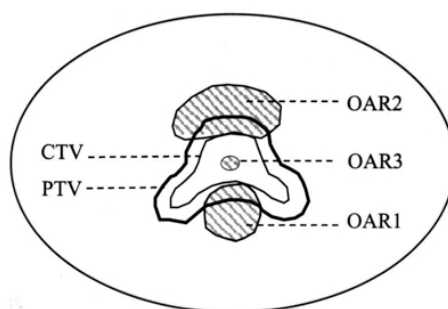
ICRU 62<sup>44)</sup>によれば、放射線治療において、ラジオグラフ、X線CT装置やMRI装置等で直接視認可能な体積空間をGTV(Gross Target Volume)と定義し、これに腫瘍組織の浸潤や転移等を加えた臨床上的患部体積空間をCTV(Clinical Target Volume)と定義する。通常、目視可能なものはGTVだけであり、これに臨床的な判断を加えてCTVが定義される。CTVには近接の所属リンパ節等の拡大治療野が含まれる場合がある。更に臓器の移動によるCTV位置の変化を勘案して、ITV(Internal Target Volume)を定義する。これに、Systematic及びNon-Systematicな照準誤差を勘案した追加しろ（これをマージンと呼ぶ）を加えて、PTV(Planning Target Volume)を定義する。これが実際に治療線を投与する体積空間であり、治療計画の対象となる。OARについても、臓器の移動を考慮したIRV(Internal Risk Volume)が定義され、更にSystematic及びNon-Systematicな照準誤差を勘案したマージンを含めてPRV(Planning Risk Volume)が定義され、治療計画の際の拘束条件となる。この関係を図2.13に示す。

図2.14には、IMRTにより、PTV内で柔軟性のある線量分布が形成できるようになって初めて可能となる治療計画の例を示す。図2.14は模式的な前立腺腫瘍の治療計画の例である<sup>45)</sup>。OAR1は直腸、OAR2は膀胱、OAR3は尿道の模式的な形状を示している。



- GTV: Gross Target Volume  
直接視認可能な解剖学的な体積空間
- CTV: Clinical Target Volume  
浸潤や所属リンパ等を考慮した臨床的な体積空間
- ITV: Internal Target Volume  
臓器の移動等を考慮した体積空間
- PTV: Planning Target Volume  
照準誤差まで考慮した、治療計画対象体積空間
- OAR: Organ At Risk  
危険臓器
- IRV: Internal Risk Volume  
臓器の移動等を考慮した体積空間
- PRV: Planning Risk Volume  
照準誤差まで考慮した、治療時の線量評価体積空間

図2. 13 各体積空間の定義



#### 治療体積空間図

OARの放射線感受性は以下の通り。

$OAR1 > OAR2 > OAR3$

#### 治療計画結果

- (1) OAR1にかかる部分を最低線量に抑え、次に
- (2) OAR2にかかる部分の線量を抑制。
- (3) OAR3の線量は、最も緩い拘束条件とする。
- (4) 耐放射線性領域に最大の線量を投与する。

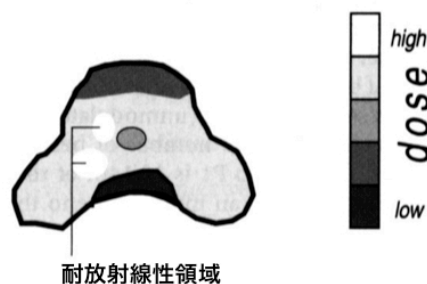


図2. 14 IMRTにより可能となる模式的な前立腺治療計画例

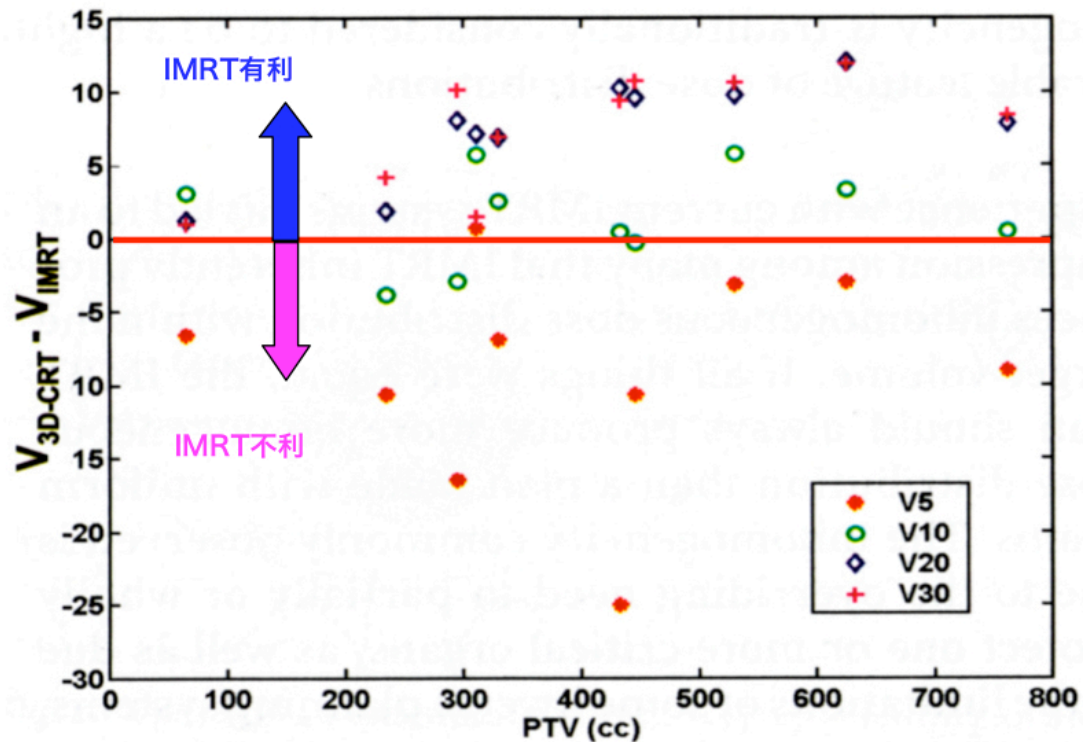
同じ腫瘍組織内部でも腫瘍毛細血管から距離の遠い腫瘍深部においては、腫瘍組織が低酸素状態となっており、酸素効果により、一般的に腫瘍組織の放射線耐性が高い。図2.14中では、この部分を白で示す。従来の外部照射放射線治療においては、OAR上の線量をその組織の許容線量以下に抑えつつ、PTV上では腫瘍組織の致死線量を一様に分布させることに主眼が置かれていたが、これらの放射線耐性部分が1回目の治療で生き残り、酸素密度が上昇して活性度を増して再発及び転移の誘発を招くことが、放射線治療の治療成績を低下させる主要因の1つともなっており、これらの放射線耐性部位には、特に高い線量を分布させることが望ましい。最近、PET ( Positron Emission Tomography )やSPECT(Single Photon Emission Computer Tomography) 、MRS (Magneto Resonance Spectroscopy ) 等による代謝差異を利用した*In Vivo*の機能イメージングも可能となっており、X線CT装置やMRI(Magneto Resonance Imaging)装置で得られる解剖学的な画像とこれらの機能画像の統合により、腫瘍組織の位置及び形状と活動状況の総合的な画像が得られるようになってきている。治療装置側でこのような治療計画の立案と施行が可能であれば、治療成績改善の点で極めて大きな利益となる。また、同じPTVの内部でも、脳のように、これに含まれる健常組織に冗長性がある場合には、その部分の線量分布を特に高くして確実な腫瘍組織の殺傷を狙うことが可能である<sup>46)~49)</sup>。

腫瘍の周辺では、臨床上腫瘍組織の明らかな浸潤等は見られないものの、微視的には腫瘍組織が存在し、腫瘍の治療が完了してもこの部分から再発が起る可能性がある。このような周辺部はSub Clinical Regionと呼ばれており、特に副作用等が予想されない場合には腫瘍組織の致死線量を投与することになるが、隣接OARが問題となる場合には、従来型のPTV内一様線量照射では副作用の恐れがあり、PTVに含めることができない。図2.13中ではこの例を薄いピンク色で示す。一方、IMRTによりこの部分に、より低い線量でもよいのでOARの副作用が許容できるような線量分布を投与できれば、腫瘍の局所制御率は大幅に改善する<sup>50)</sup>。

また、複数の許容線量の異なるOARがある場合、これに対応した線量分布を形成することにより、各OARの線量はそれぞれの許容線量以下に抑制して重度の副作用を回避しつつ、PTV上の分布線量を高めて腫瘍の局所制御率を改善することが可能となる。図2.14中、OAR1（直腸及び壁）が最も許容線量が低く、OAR2（膀胱）、OAR3（尿道）の順に許容線量が高くなることを仮定している。

### 2. 3. 2. 3 正常組織への被曝量の低減

最近の研究では、PTVに同じ線量を投与する治療を実施した際、それ以外の健常組織への被曝量は、3D CRTの場合よりもIMRTの場合の方が少ないことが知られている。図2.15に、Liu等の肺野腫瘍での9ビームIMRTに関する検討結果を示す<sup>51)52)</sup>。



- (1)縦軸は、PTV容積で規格化し、%表示したものである。
- (2)放射線肺炎等の急性の重篤な副作用を引き起こす閾値と  
言われている、20Gy以上の被曝体積(V20)はIMRTの方が  
3D CRTよりも少なく、また
- (3)30Gy以上の被曝体積(V30)でも同様の傾向である。
- (4)10Gy以上の被曝体積(V10)ではIMRTでも3D CRTでもほぼ  
同等と考えられる。
- (5)5Gy以上の被曝体積(V5)では3DCRTの方が有利であり、IMRT  
の方が晩発性障害である肉腫の点で不利と思われる

**図2. 15 肺がん治療におけるIMRTと3DCRTとの比較**

一般的に放射線肺炎の判定基準として知られている20 Gy以上の正常組織被曝のある体積(V20)は、IMRTの方が3D CRTの場合よりも少ない。また、30 Gy以上の被曝線量の体積についても同様である。10 Gy以上の被曝線量の体積はIMRTと3D CRTでは同等であり、5Gy以上の被曝線量の体積では、逆に3D CRTの方がIMRTより優れている。更に少ない7ビームや5ビームの場合には10Gy以上の被曝線量体積の点でも、IMRTの方が有利になる。即ち、IMRTを採用することにより、正常組織への高線量被曝を抑制することができ、逆に投与線量を増加(Dose Escalation)して、3D CRTよりも良好な腫瘍の局所制御率を狙うことも可能となる。食道がんについても、肺野の正常組織の被曝について同様の検討結果<sup>53)</sup>が得られている。

## 2. 3. 2. 4 欠損組織の補正

頭頸部腫瘍や乳房の放射線治療の際に比較的高頻度で発生する現象であるが、治療の進展に伴って、腫瘍組織が収縮する。通常の照射治療では、腫瘍組織が収縮してもそのままの線量分布を維持し、このため、健常組織に被害が及ぶが、IMRTによりこの効果を補正することが可能である。

## 2. 3. 2. 5 電子平衡の破れの効果の補償

図2.16に肺野の腫瘍の例を示す。肺野や膀胱、鼻腔等の空間若しくは空気を多量に含む低密度領域に発生する腫瘍の場合、腫瘍と周辺組織の密度差が大きく、電子平衡が成立しなくなる。即ち、低密度組織に隣接した腫瘍内では、低密度側に逃げさる電子数が低密度領域から入り込む電子数よりも少なく、分布線量が低下する<sup>54)55)</sup>。また、低密度組織に隣接し、治療線の入射方向の下流にあたる腫瘍領域表面では、再ビルドアップが発生して<sup>56)</sup>、線量分布が計画値よりも増加する。腫瘍組織に隣接する低密度領域では、電子飛程が長く、腫瘍組織からの電子がより広い範囲に届き、計画線量よりも高い線量分布が広い範囲に出現する<sup>54)55)</sup>。治療計画の改善により将来的にはこれらの電子平衡の破れに伴う密度分布異常を補正することも可能となると思われる。

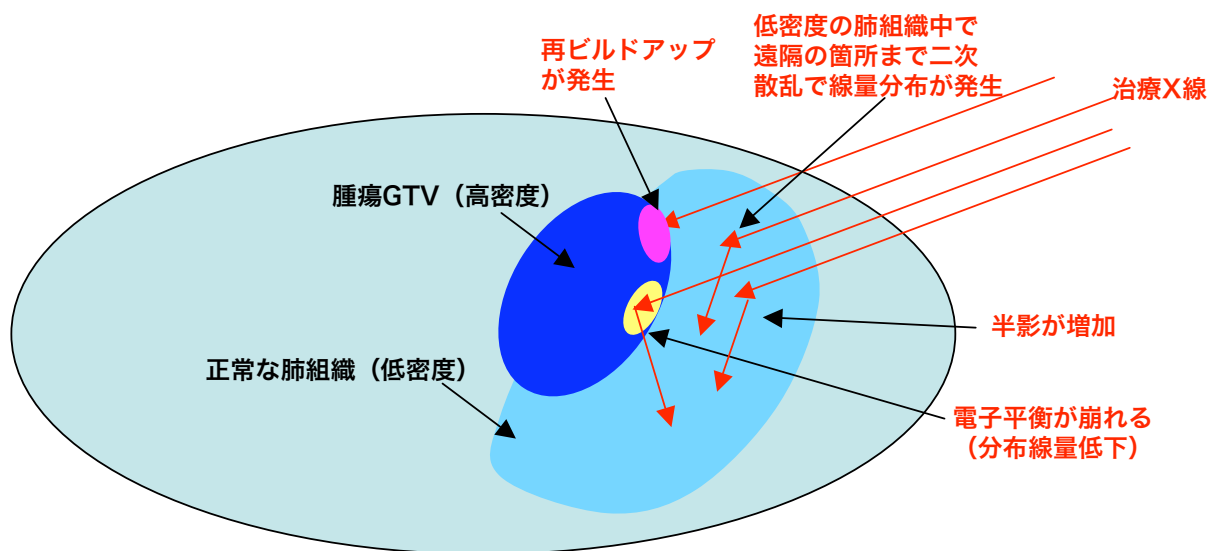


図 2. 1 6 肺がん治療の例



## 2. 4 光子線治療の将来動向—IGRT

### (Image Guided Radiation Therapy)

2. 3に述べたIMRTとほぼ同時並行に開発が進められてきたのが、Image Guided Radiation Therapy (IGRT)技術である。

2. 3で示したように、IMRTでは、PTV内の腫瘍組織の放射線耐性等に応じて不均一でかつその境界においては数mm程度のフォール・オフ特性（距離とともに線量が低下する特性）を持つ線量分布が形成可能であり、また、高い臨床成績を達成するために、高い処方線量(Escalated Dose)とそのような線量分布が実際に用いられる。この場合、もし照準に誤差があれば、目標とする腫瘍組織に処方線量を投入できずに、所期の局所制御率が得られないばかりか、OAR上に線量分布がずれる場合には重篤な副作用を惹起する。このため、IMRTにおいては、正確な照準が必要不可欠である<sup>57)</sup>。

放射線治療の非侵襲性を活かすためには診断時にも非切開で患部の位置、形状を3次元的に正確に描出する必要がある。1970年代以前には、200kV以下のX線管球によるラジオグラフが用いられたが、1971年のHounsfieldによるX線CTの発明以降、X線CT装置が急速に普及して非侵襲性の診断技術が確立された。その後約20年を経て、1990年初頭から放射線治療の分野での目標の照準技術に関しても技術革新が始まっている。

従来の照準は、患者の皮膚上につけたマーカをレーザー・ポインタで狙ってカウチの位置合わせを行い、従来型の医療用電子リニアックがその機能の一部として持っている光学照射野を、患者の皮膚に投影して皮膚上で患者の体位やアイソセンターの確認を行って照準する方式であった。皮膚マーカの施行は、X線シミュレータで照射治療のリハーサルを実施する際に行うか、レーザー・スキャナと組み合わせた治療計画用のX線CT装置（CTシミュレータ）で、レーザー・スキャナで投影した位置にマーカを施行するのが通常であり、更に簡易には、患者の骨組織等を基準にマーカを施行することもある。脳のように、頭蓋骨を基準に確実な照準が可能な部位には、頭蓋骨に金属フレームを観血的な（出血を伴う）方法で取り付け、これを座標基準として診断、治療計画、治療照射を一時に実施する方法で正確な照準が行えるが、脳以外では、皮膚上のマーカと実際の体内の目標位置の一致度には問題があり、大きな照準誤差や照準の不確定性の原因となっていた。このため、体幹部の定位照射等、高い照準精度が要求される場合には、ビーム・ストッパー部にX線フィルムを置いて患者の体の透過像を撮像するリニアック・グラフにより、治療台上に患者をセットアップした状態で患者の骨構造を撮影して、位置決めをすることが行われてきた。この方法により、肺野の腫瘍等のコントラストが取れる領域では、腫瘍そのものを描出して確認することも可能である場合がある。1990年に電子リニアックの付加物としてEPID(Electronic Portal Imaging Device)が開発された<sup>58)</sup>。これは、図2.17に示すようにビーム・ストッパーの部分に2

次元のマトリクス状の検出器を置き、患者の体を透過してきた治療X線のイメージングを行うものである。EPIDを用いれば、従来のリニアック・グラフを用いた方法のように、いちいちフィルムを設置し、撮影後これを現像するといった手間をかけずに迅速な位置決めが可能となる。

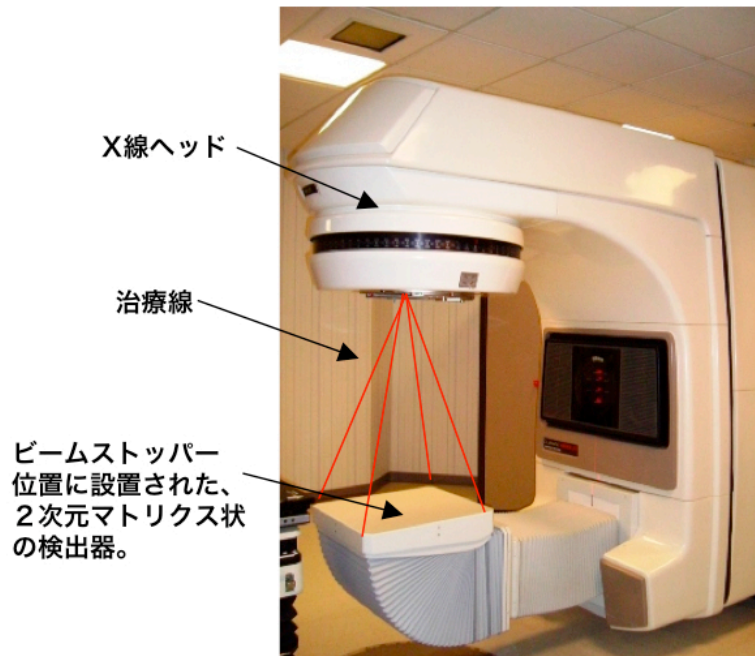


図2. 17 EPIDの例

EPIDやリニアック・グラフでは、イメージング用のX線源は4 MV～6 MVの治療線であり、エネルギーが高いために位置決め用画像のコントラストの確保が難しい。このため、医療用電子リニアックとkVオーダのX線ラジオグラフ装置と組み合わせた装置が開発されてきた。X線ラジオグラフ装置は、医療用電子リニアックとは独立に建屋の天井等に固定設置される場合と、医療用電子リニアックのガントリー上に設置される場合がある。建屋に固定設置される場合は、X線ラジオグラフの視軸が固定となってしまう、頭部や肺野の場合には良いが、その他の部位では、照準部位がうまく見えない場合があり、治療部位に制約がかかる。ガントリー上に設置される場合には、ガントリーを回転することにより、視軸を自由に選んで照準部位を描出できるが、片持ち構造のガントリーにX線ラジオグラフ装置を追加することによってガントリーが撓んで照準誤差が劣化する問題がある。米Accuray社のCyberKnife (図2.18) <sup>59)</sup>や独Brain Lab社のExactrac (図2.19) <sup>4)</sup>は建屋固定設置の代表的な例であり、英Elekta社のSynergy (図2.20) <sup>4)60)</sup>や米Varian社のTrilogy (図2.21) <sup>61)</sup>はガントリー設置の代表的な例である。

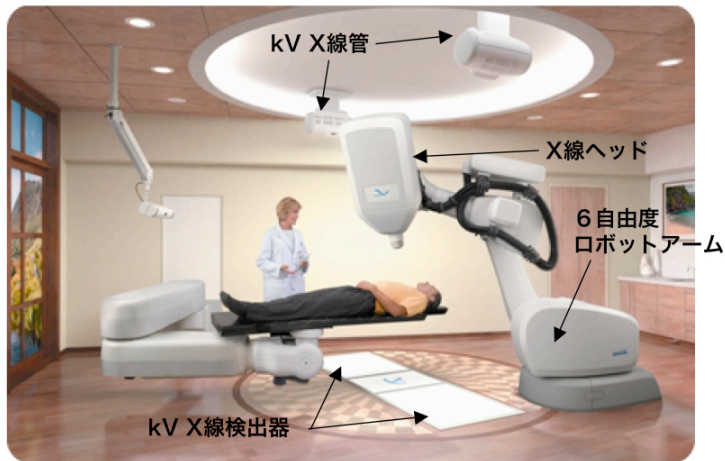


図2. 18 CyberKnifeのイメージングの例



図2. 19 Exactracのイメージングの例

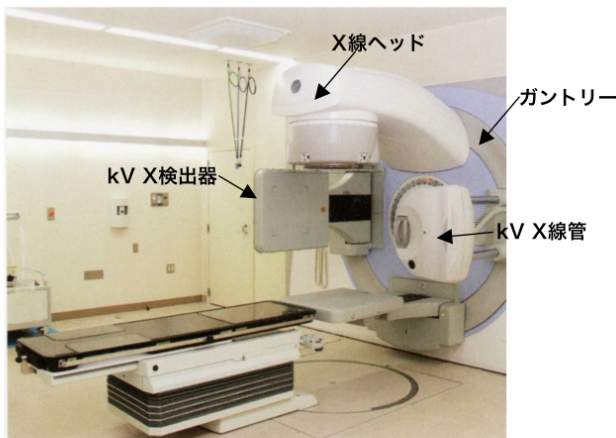


図2. 20 Elekta社Synergyの例

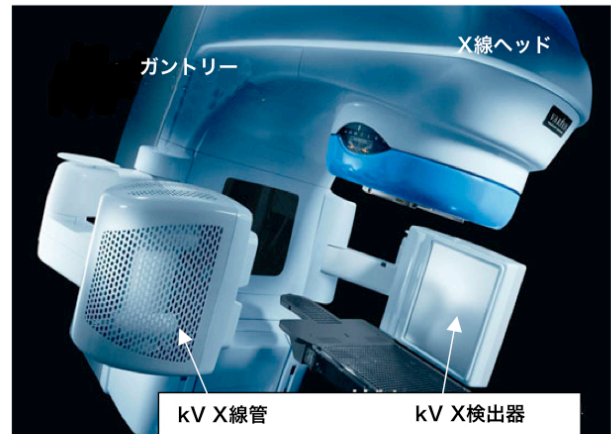


図2. 21 Varian社Trilogyの例

X線ラジオグラフを用いた照準方式では、高いコントラストがとれる場合を除いて腫瘍等のそのものを確認することは困難であり、基本的に骨構造からの照準位置の推定に過ぎない。即ち、目標とする臓器や腫瘍等の軟部組織を直接視認している訳ではない。密度比の小さな軟部組織に対して、高いコントラストの画像を確保する唯一の方法として、前述のX線CTが考えられる。このため、診断用のX線CTと医療用電子リニアックを同室に設置し、治療用のカウチを挟んで対向するように配置して、患者をカウチ上で治療状態にした上でターゲットをX線CTで確認し、その照準位置を電子リニアックの方に移して治療照射を行うCT-LINACが開発された<sup>62)</sup>。但し、カウチの移動に起因する誤差は排除できず、また、一旦X線CTでターゲット位置を確認した上で、再度、術者が治療室に入ってカウチのセットアップ等を実施する必要があり、治療効率の点で問題があった。



上記のEPIDを用い、ガントリーを回転させて多数のショットのリニアック・グラフ画像を集めて再構成し、照準部位のCT画像を得るMV CT装置が、東大の中川等<sup>63)</sup>により開発され、最近では、前述のTomotherapy装置がこの方法により照準部位のCT画像を得ている。但し、いずれも治療用の高エネルギーX線を使用しているためコントラストの確保に問題がある。このため、上記のガントリー上に装備されたkV X線ラジオグラフ装置をガントリーとともに回転させてCTデータを取得し、再構成してCT画像を得る方式が開発されている。上記のSynergy及びTrilogyはいずれもこの機能を持っているが、回転とともにガントリーやX線ラジオグラフ装置の支持機構が撓み、画像再構成の際の位置補正により軽減してはいるものの、複雑な支持機構のヒステシス等の補正不可能な機械的誤差もあって、画質や誤差の点で改善の余地がある。

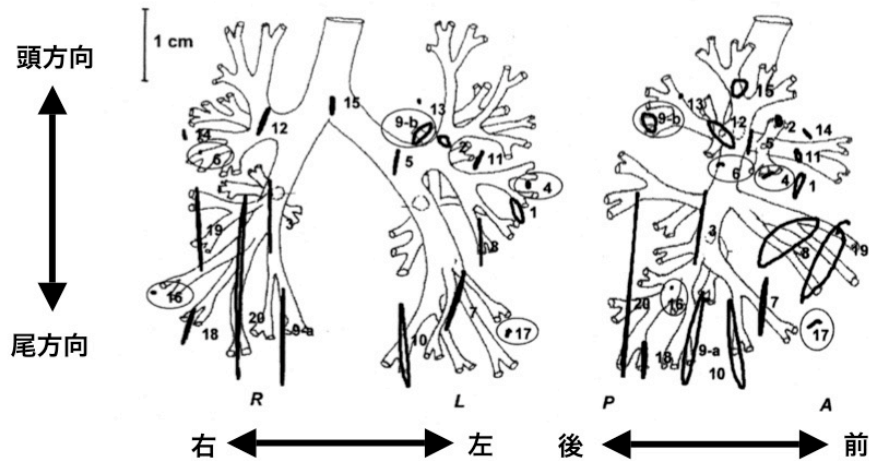
## 2. 5 光子線治療の将来動向―動体追尾照射放射線治療

### 2. 5. 1 患者の体動の影響

2. 4で述べた初期照準(Initial Set-Up)に加えて、照準誤差の要因となるのは、患者の体動である。患者の体動は、その周期の長い順に以下の通りに分類される。

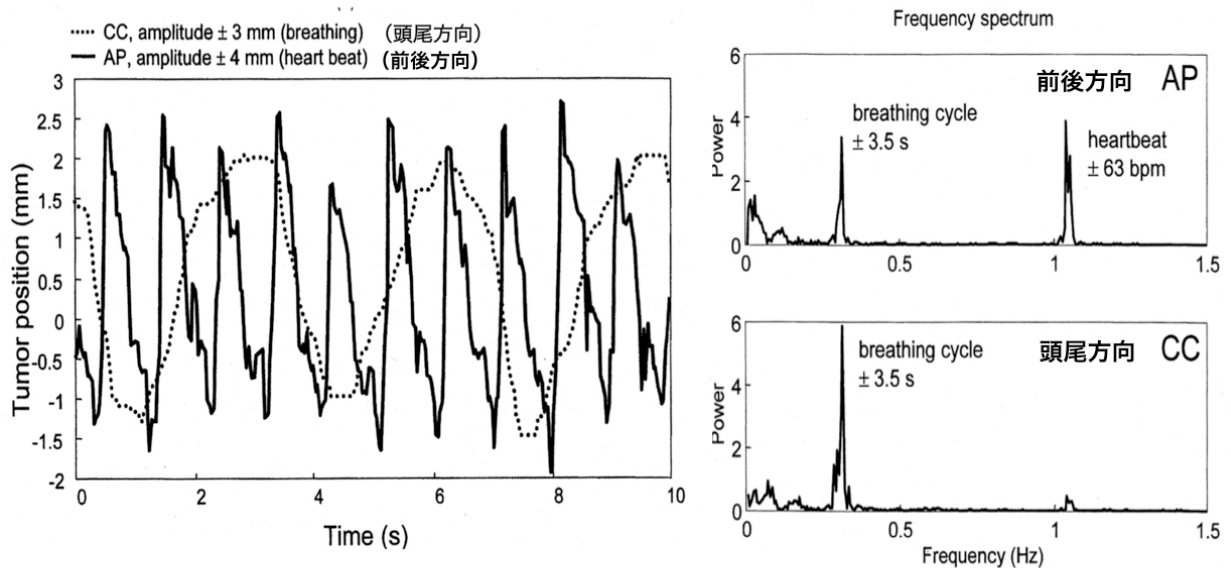
- (1) 患者の体位の変化、体位置の移動
- (2) 患者の精神状態等による筋肉の状態の変化及びこれに伴う移動
- (3) 消化管内のガス、膀胱内の尿量等の変化による周辺臓器の移動
- (4) 呼吸による肺野及び肺野周辺の臓器の移動
- (5) 心拍による心臓周辺の臓器の移動

特に(4)については、横隔膜周辺を中心としてその振幅が大きく、また周波数も0.2 Hz～1 Hzの領域にあり、照射中に目標が移動するために従来から問題視されてきたが、定量的な3Dデータが収集されたのは2002年の白土等のグループの研究<sup>64)65)</sup>が初めてである。白土等は、肺がん患者の肺野に経気管支的に金マーカを挿入し、これを2組のkV X線フルオログラフでリアルタイム追尾して金マーカの3次元位置を逐次計算して記録した。図2.22に、21人の患者の、肺野の腫瘍の動きを示した白土らの結果を引用する。頭尾方向の移動量が大きく、最大4 cm程度にも達する。腫瘍の動きは周期的ではあるが3次元的な空間位置に関してヒステシスがあり線形ではない。また、骨組織に浸潤している腫瘍については、サークルを描くような移動を行う。図2.23に白土等が別の患者に対して実施した計測の離散フーリエ解析結果を示す。0.3 Hz付近のピークは呼吸動であり、頭尾方向(CC方向)で大きな振幅を示している。1 Hz付近のピークは心拍による動きであり、1 mm～4 mm程度で前後方向(AP方向)に大きな振幅を示している。呼吸動の臨床的な取り扱いについてはAAPM Task Group 76のレポート<sup>66)</sup>に纏められており、その振幅が5 mmを越え、患者の臨床的状態が許容するならば、モーション・マネジメントを実施すべきである旨が明記されている。



21人の患者サンプルの肺野の呼吸動及び拍動による腫瘍の動きの軌跡を示す。

図2. 22 肺野の臓器動の軌跡



上左図時間軸の移動波形の周波数分析（パワースペクトラム分析）を行った結果を上右図に示す。  
0.3 Hzは呼吸動、1.1 Hzは心拍動によるスペクトラムである。

図2. 23 肺野の臓器移動のスペクトラム分析結果

呼吸動の具体的な影響としては、照射野のボケ(Blurring)がある<sup>67)68)</sup>が、IMRTの場合には、MLCの動きと呼吸動の干渉によりInterplay効果が発生する<sup>68)</sup>。これは、例えばDIMRTによる治療計画は静止目標を想定して計画されているが、呼吸動により目標がMLCのリーフ速度に近い速度で移動した場合、照射野と目標の位置関係が治療計画と全く異なったものとなり、線量分布に大きな誤差が発生する現象である<sup>68)</sup>。Step and Shoot IMRT及びDIMRTの場合のいずれにおいても、1フラクションについては

20%程度の誤差となる場合が報告されている<sup>69)70)</sup>。一方、30フラクションの一連の照射治療を通して考えれば、この誤差は平均化されて問題とならなくなることが報告されている<sup>71)~73)</sup>が、1回の投与線量が大きく少数回のフラクションで投与を完了する定位治療等の場合にはやはり問題である。今後、体幹部治療の臨床成績改善のために、体幹部定位治療(SBRT: Stereotactic Body Radiation Therapy)がIMRTと組み合わせで主流となっていくことを考えれば、呼吸動への補償対策が必須である。

上記(1)の体動については、患者の体位、体動を制約する器具を用いて制約をかけることが可能であるが、治療中の快適性を損なう場合があり、患者の臨床状態によっては許容できない場合がある。例えば、脳定位治療の際に頭蓋骨固定のために使用される観血的フレームは、局所麻酔により患者の頭蓋骨にセラミック・ボルトをねじ込むことで頭蓋骨の固定を行うが、頭皮及び頭蓋骨に外傷が残り、患者に対して大きな苦痛となるとともに、繰り返し脱着を行うことは不可能で、1回で全治療線量を投与する場合のみに使用可能である。上記(2)及び(3)については、患者自身で制御できない体動である。例えば、前立腺腫瘍の場合の直腸へのバルーン挿入による前立腺及び直腸の位置固定のように、臨床的な手段が可能な場合もあるが、患者の快適性を損ない、やはり臨床状況によっては許容できない場合がある。このため、これらについても治療装置側での補償対策が必須である。

## 2. 5. 2 現状の体動マネジメント法の問題点

2. 5. 1項で述べた呼吸動のマネジメントの手法としては、所謂「息止め法(Breath-hold method)」が一般的に施行されている<sup>74)75)</sup>。ABC(Active Breathing Control)と呼ばれる患者の呼吸に制約をかける器具を用いた強制的な息止めも実用化されており<sup>76)77)</sup>、PTVマージンの削減やOAR回避による投与線量の上昇及び治療成績の向上に一定の成果を挙げている。しかし、呼吸の状態によって、息止め時点での目標の位置に誤差が発生する可能性があるため、患者が自主的に呼吸のパターンの一定化制御を行う必要があり、多くの患者がこれを実行できない。米Memorial Sloan Kettering Cancer Centerでの例では、約60%の肺がん患者が、臨床的状况によりこれを実行できず不適用になっている。呼吸パタンの自主管理が可能な患者の場合でも、実際の治療照射に先立って、X線フルオログラフやスパイロメータの支援下で、専門の呼吸トレーナーの指導の下に呼吸パタンの自主管理トレーニングに数日を要し、極めて労働集約的な治療となるとともに患者側の負担も大きい。また、息を止めては治療線を照射し、呼吸の再開とともに治療線を停止することとなるため、治療時間が大幅に延び、患者の快適性を損なう。更に、長時間に亘って治療機及び治療室を占有するため、治療効率の点で問題がある。

息止め無しに治療線の照射を行う方法として、呼吸ゲート方式<sup>78)79)</sup>がある。これは、治療中にも患者の呼吸を続けさせ、呼吸サイクルの一定の位置で治療機の照射野に

腫瘍が入ってきた時点で治療線を照射するゲーティング制御を行うものである。呼吸ゲート方式としては、実際の腫瘍の位置をX線フルオログラフでモニタし、追尾して呼吸ゲートをかける方法<sup>80)81)</sup>と、スパイロメータや胸部バンド、横隔膜付近に設置したマーカ位置の変化等の代理信号(Surrogate)をモニタして呼吸ゲートをかける方法<sup>82)</sup>があるが、Surrogateをモニタする方法は、Surrogate信号と実際の腫瘍の位置の相関関係が劣化したり破綻する場合<sup>83)~86)</sup>がある。呼吸パタンのトレーニングにより改善することはあっても、治療信頼性の点に疑問が残り、安心してDose EscalationやSBRTでの大線量投与が行える状況にはない。実際の腫瘍の位置をモニタしてゲートをかける方法の場合はこのような問題は無いが、X線フルオログラフのモニタ線量被曝が問題となる。呼吸ゲート方式は、息止め方式よりも更に治療時間が長くなり、この傾向は、照準精度の向上を狙って呼吸ゲートの幅を短くすればするほど顕著になって、治療時間が大幅に増加する。このため、モニタ線量被曝の問題も更に深刻化する。これを軽減する方法としては、X線フルオログラフの線量率を低下させる方法が考えられるが、モニタ画像のコントラストが劣化し、コントラスト比が取り易く腫瘍そのものの画像追尾が可能な肺野の腫瘍の症例ですら、金属マーカ等の刺入が必須となる。経皮的な金属マーカの肺野への刺入は、気胸や感染症等の重篤な副作用の発生の恐れがあるため、回避されるべきである。刺入部位によっては、経気管支的に施行することも可能であるが、侵襲性があることは否めず、臨床上の問題が大きい。

## 2. 5. 3 革新的な動体追尾照射放射線治療の必要性

2. 5. 2項に示す通り、現状の「息止め法」及び「呼吸ゲート方式」のいずれも臨床上の問題があり、患者の体動による腫瘍の位置に治療線の照射野を追尾させて照射する「動体追尾照射放射線治療」の導入が必要である。この方法として、Murphyは、以下の4つのオプションを挙げている<sup>87)</sup>。

- (1) 患者の寝ているカウチを運動させる方法
- (2) 荷電粒子の場合、これを電磁的に偏向する方法
- (3) ロボット・アームに取り付けた電子加速器で追尾する方法
- (4) MLCで腫瘍の動きを追尾する照射野を形成する方法

(1) については、患者の快適性に問題があるとともに、特に高い周波数域（呼吸動や拍動）の人体の機械的なダイナミクスが極めて複雑であり、また、そのモデル化が困難なため、周波数の高い呼吸動や拍動による体動を補償することは困難である。

(2) については、電子線や陽子線、重粒子線では可能であるが、電磁場の影響を受けない光子線に対しては適用できない。

(3) については、CyberKnifeシステム<sup>41)</sup>が、6 MVのXバンド超小型電子リニアックを、工業用の6軸ロボット・アームの先端に装備して商品化されているが、片持ち支

持梁構造の6軸ロボット・アームの先端に200 kg近い電子リニアックを装備して、呼吸動や拍動の追尾に十分な機械的応答性を確保することは困難であるためか、数年前からその可能性が期待されているものの、未だに実用化の声を聞かない。また、CyberKnifeシステムのコリメータは、現時点では円形コリメータであり、多数（50～300程度）のノン・アイソセントリックな円錐形ビームの集合でIMRTの線量分布を形成しており、1フラクションの投与に時間を要する。息止め法や呼吸ゲート法採用して治療のデューティが低い状態とは言えるものの、23人の患者への試験で、肺野への15 Gy/1フラクションの定位治療投与に2時間から6時間（メジアン値は4時間）を要したとの報告がある<sup>88)</sup>。前立腺の治療においても1フラクション5.5 Gyの投与に1時間を要しており<sup>89)</sup>、X線フルオログラフによるリアル・タイム・モニタを想定した場合、モニタ線量被曝が重大な問題となる。これを解決するために、電子リニアックの線量率を増加させ、円錐形コリメータに換えてMLCを装備することを想定した場合、その重量は放射線遮蔽も含めて500 kgを超えることが想定され、機械的な実現性が更に困難となり、実用になるとは考えられない。

（4）については、複数の研究機関で約10年に亘って研究が続けられている<sup>90)91)92)93)</sup>が、未だにフィジビリティ・スタディの段階<sup>94)</sup>であり実用化には至っていない。これはMLCが機構的に極めて複雑で、モータやギア等のリーフ駆動機構が、動体追尾照射に必要なリーフ速度や加速度を加えた場合にその寿命に問題が発生するためと思われる。また、通常、MLCの制御は各リーフの位置を示した「リーフ・パターン・ファイル」を生成することにより行われているが、リアル・タイムでリーフ・パターン・ファイルを生成する機構が極めて複雑である点も問題である。更に、通常MLCは1次元方向に走行し、この方向には無段階で照射野の位置制御が可能であるが、走行方向に直交する方向はリーフ厚み（5 mm）で量子化されていて、BEVで二次元の腫瘍の動きを高精度に追尾することはできない。

以上の通り、現状では動体追尾照射が可能な機構が無く、革新的なコンセプトの動体照射追尾放射線治療装置が必要となる。

## 2. 6 革新的放射線治療装置開発の必要性

2. 1に示す通り、高齢化社会やがん死の増加により、がん治療に対する社会的要請は従来に無く高まっている。H19年6月15日には、安倍内閣が「がん対策推進基本計画」を閣議決定し<sup>95)</sup>、その中には、放射線治療の重要性が明記されている。このような社会的要請に鑑みれば、上記2. 3～2. 5に示す、光子線放射線治療装置の将来動向を全て備えて、放射線治療の治療成績を飛躍的に向上させ、また、治療効率を高めて、高精度放射線治療の一般への普及が可能な革新放射線治療装置の開発が、時代の要請である。陽子線治療装置や重粒子線治療装置等は、ブラッグ・ピークによる深度方向の線量分布制御能力により、高い治療効果を持っているが、設備価格及び運転経費が

極めて高額であり、普及するとは考え難い。このため、上記の革新的放射線治療装置は、普及可能な価格帯で提供可能である必要がある。

## (参考文献)

- 1) [www.rtog.org/members/toxicity/acute.html](http://www.rtog.org/members/toxicity/acute.html)
- 2) [www.rtog.org/members/toxicity/late.html](http://www.rtog.org/members/toxicity/late.html)
- 3) 2005年度版厚生労働省人口動態統計
- 4) 中川恵一 「がんは放射線で治す（別冊新医療）」 エム・イー振興協会
- 5) 舘野 之男 放射線治療学史(1) 日本医学放射線学会第64巻第5号
- 6) 舘野 之男 放射線治療学史(2) 日本医学放射線学会第64巻第7号
- 7) 舘野 之男 放射線治療学史(3) 日本医学放射線学会第65巻第1号
- 8) 舘野 之男 放射線治療学史(4) 日本医学放射線学会第65巻第2号
- 9) 舘野 之男 放射線治療学史(5) 日本医学放射線学会第65巻第3号
- 10) 舘野 之男 放射線治療学史(6) 日本医学放射線学会第65巻第4号
- 11) Karzmark C. J., Nunan C. S. and Tanabe E., "Medical Electron Accelerators", McGraw-Hill, Inc., New York, (1993) Chapter 1.
- 12) 西台 武弘 放射線治療物理学 第四章 2001年 文光堂
- 13) Bragg, W. H. and Kleeman R, "On the ionization curves of radium", Phil. Mag. (6), 8 (1904) pp. 726-738.
- 14) Bragg, W. H. and Kleeman R., "On the alpha particles of radium and their loss of range in passing through various atoms and molecules", Phil. Mag. 10 (1905) pp. 318-340.
- 15) Wilson R. R., "Radiological use of fast protons", Radiol. 47 (1946), pp. 487-491.
- 16) Laughlin J. S., "Development of the technology of radiation therapy", Radiographics 9: (1989) pp. 1245-1266.
- 17) Kerst D. W., "The accelerator of electrons by magnetic induction", Phys. Rev. 60 (1941) pp. 47-53.

- 18) Hansen W. W., "A type of electrical resonator", J. Appl. Phys. 9 (1938) pp. 654-663.
- 20) Ginzton E. L., Hansen W. W. and Kennedy W. R., "A linear electron accelerator", Rev. Sci. Instr. 19 (1948) pp. 89-108.
- 21) Dupen D. W., Hogg H. A., Loew G. A., Neal R. B., "The Stanford two-mile accelerator", W. A. Benjamin Inc. (1968) p. 137.
- 22) Fry D. W., R. B. R-S-Harvie, Mullet L. B. and Walkinshaw W., "Travelling-wave linear accelerator for electrons", Nature (Sept. 13 1947 160 No. 4063) pp. 351-353.
- 23) Miller C. W., "An 8 MeV linear accelerator for x-ray therapy", Proc. IEE 101 (July 1954) pp. 207-222. and 102 (Aug 1955) p. 500.
- 24) Miller C. W., "Linear Accelerator for x-ray therapy", 8th International Congress of Radiology, Mexico City, 1956.
- 25) Knapp E. A., Knapp B. C. and Potter J. M., "Standing wave high energy linear accelerator structures", Rev. Sci. Instr. 39 (1968) pp. 979-991.
- 26) Karzmark C. J., Nunan C. S. and Tanabe E., "Medical Electron Accelerators", McGraw-Hill, Inc., New York, (1993) p. 80.
- 27) Tanabe E., Meddaugh G., "Variable energy standing wave linear accelerator structure", 1981 Linear Accelerator Conference Sant Fe, NM, Oct. 1981.
- 28) Karzmark C. J., Nunan C. S. and Tanabe E., "Medical Electron Accelerators", McGraw-Hill, Inc., New York, (1993) p.194.
- 29) Takahashi S., "Conformation radiotherapy, rotation techniques as applied to radiography and radiotherapy of cancer", Acta. Radiol. Suppl. 242 (1975) p. 142.
- 30) Brahme A., Roos J. E. and Lax I., "Solution of an integral equation in rotation therapy", Phys. Med. Biol. 27 (1982) pp. 1221-1229.
- 31) Lax I., Brahme A., "Rotation therapy using a novel high-gradient filter", Radiology 145 (1982) pp. 473-478.



32) Brahme A., "Optimization of stationary and moving beam radiation therapy techniques", *Radiother. Oncol.* 12 (1988) pp129-140.

33) Webb S., "Optimization by simulated annealing of three-dimensional, conformal treatment planning for radiation fields defined by a multileaf collimator: II. Inclusion of two-dimensional modulation of the x-ray intensity", *Phys. Med. Biol.* 37(8), (1992) pp. 1689-1704.

34) Webb S., "Intensity-Modulated Radiation Therapy" Institute of Physics Publishing (2001).

35) Carol M., Grant W. H. III, Pavord D., Deey P., Targovnik H. S., Butler B., Woo S., Figura J., Onufrey V., Grossman R. and Selkar R., "Initial clinical experience with Peacock intensity modulation of a 3-D conformal radiation therapy system", *Stereotact. Funct. Neurosurg.* 66 (1996) pp. 33-34.

36) Mackie T. R., Holmes T. W., Swerdloff S., Reckwerdt P. J., Deasy J. O., Yang J., Paliwal B. R. and Kinsella T. J., "Tomotherapy: a new concept for the delivery of conformal radiotherapy, *Med. Phys.* 20 (1993) pp. 1709-1719.

37) Tomotherapy社資料による

38) Bortfeld T., Kahler D. L., Waldron T. J. and Boyer A. L., "X-ray field compensation with multileaf collimators", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 28 (1994) pp. 723-730.

39) Ling C.C., Burman C., Chui C. S., Kutcher G. J., Leibel S. A., LoSasso T., Mohan R., Bortfeld T. R., Reinstein L., Spiro S., Wang X-H., Wu Q., Zelefsky M. and Fuks Z., "Conformal radiation treatment of prostate cancer using inversely-planned intensity-modulated photon beams produced with dynamic multileaf collimation", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 35(4) (1996) pp. 721-730.

40) Ling C. C., Burman C., Chui C. S., Kutcher G. J., Leibel S. A., LoSasso T., Mohan R., Bortfeld T. R., Reinstein L., Spiro S., Wang X-H., Wu Q., Zelefsky M. and Fuks Z., "Conformal radiation treatment of prostate cancer using inversely-planned intensity-modulated photon beams produced with dynamic multileaf collimation", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 35(4) (1996) pp. 721-730.

- 41) Adler J. R. Jr., Chang S. D., Murphy M. J., Dorty J., Geis P., and Hancock S. L., "The Cyberknife: a frameless robotic system for radiosurgery," *Stereotact. Funct. Neurosurg.* 69 (1997) pp. 124-128.
- 42) 千代田テクノル社の資料による
- 43) "Image-Guided IMRT" Springer (2006) p. 4.
- 44) ICRU Report 62 "Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy" (Supplement to ICRU Report 50).
- 45) "Image-Guided IMRT" Springer (2006) p. 6.
- 46) Gregoire V., "Target-volume selection and delineation in the cervico-maxillo-facial region: beyond the concepts of the ICRU", *Cancer Radiother.* 6(1) (2002) pp. 29-31.
- 47) Ling C. C., Humm J., Larson S., Amols H., Fuks Z., Leibel S. and Koutcher J. A., "Towards multidimensional radiotherapy (MD-CRT): biological imaging and biological conformality", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 47 (2000) pp. 551-560.
- 48) Van de Wiel C., Lahorte C., Oyen W., Boerman O., Goethals I., Slegers G. and Dierckx R. A., "Nuclear medicine imaging to predict response to radiotherapy: a review", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 55 (2003) pp. 5-15.
- 49) Chao K. S., Bosh W. R., Mutic S., Lewis J. S., Dehdashti F., Mintun M. A., Dempsey J. F., Perez C. A., Purdy J. A. and Welch M. J., "A novel approach to overcome hypoxic tumor resistance: Cu-ATSM-guided intensity-modulated radiation therapy", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 49 (2001) pp. 1171-1182.
- 50) De Neve W., "Rationale of Intensity Modulated Radiation Therapy: A Clinician's Point of View", *Image-Guided IMRT Springer* (2006) pp. 3-9.
- 51) Liu H. H., Wang X., Dong L., Wu Q., Liao Z., Stevens C. W., Guerrero T. M., Komaki R., Cox J. D. and Mohan R., "Feasibility of sparing the lung and other thoracic structures with intensity-modulated radiation therapy (IMRT) for non-small cell lung cancer(NSCLC)", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 58 (4) (2004) pp.1268-1279.
- 52) Mushed H., Liu H. H., Liao Z., Barker J. L., Wang X., Tucker S. L., Chandra A., Guerrero T., Stevens C., Chang J. Y., Jeter M., Cox J. D., Komaki R. and

- Mohan R., "Dose and volume reduction for normal lung using intensity-modulated radiation therapy for advanced-stage non-small cell lung cancer", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 59 (4) (2004) pp. 1258-1267.
- 53) Chandra A., Liu H., Tucker S. L., Liao Z., Stevens C., Chang J., Jeter M., O'Reilly M., Mohan R., Cox J. D., Komaki R. and Guerrero T., "IMRT reduces lung irradiation in distal esophageal cancer over 3D CRT", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 57 (2 Suppl) (2003) pp. 384-385.
- 54) Dirx M. L., Heijmen B. J., Korevaar G. A., van Os M. J., Stroom J. C., Koper P. C. and Levendag P. C., "Field margin reduction using intensity-modulated X-ray beams formed with a multileaf collimator", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 38 (1997) pp. 1123-1129.
- 55) Miller R. C., Bonner J. A. and Kline R. W., "Impact of beam energy and field margin on penumbra at lung tumor-lung parenchyma interfaces", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 41 (1998) pp. 707-713.
- 56) Martens C., Reynaert N., de Wagter C., Nilsson P., Coghe M., Palmans H., Thierens H. and De Neve W., "Underdosage of the upper-airway mucosa for small fields as used in intensity-modulated radiation therapy: a comparison between radiochromic film measurements, Monte Carlo simulations, and collapsed cone convolution calculations", Med. Phys. 29 (2002) pp.1528-1535.
- 57) Keall P. J. and Williamson J. F., "Letter to Editor Clinical evidence that more precisely defined dose distributions will improve cancer survival and decrease morbidity", Med. Phys. 30 (6) (2003) pp. 1281-1282.
- 58) Meertens H., van Herk M., Bijhold J. and *et al.*, "First clinical experience with a newly developed electronic portal imaging device", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 18(5) (1990) pp. 1173-118.
- 59) <http://www.accuray.com> Accuray社Web Siteより
- 60) Jaffray D. A., Drake D. G., Moreau M. and *et al.* "A radiographic and tomographic imaging system integrated into a medical linear accelerator for localization of bone and soft-tissue targets", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 45 (1999) pp. 773-789.
- 61) <http://www.varian.com> Varian社Web Siteより

- 62) Uematsu M., Shioda A., Tahara K., and *et al.* "Focal, high dose, and fractionated modified stereotactic radiation therapy for lung carcinoma patients: a preliminary experience", *Cancer* 82 (1998) pp. 1062-1070.
- 63) Nakagawa K., Aoki Y., Tago M., and *et al.* "Megavoltage CT-assisted stereotactic radiosurgery for thoracic tumors: original research in the treatment of thoracic neoplasms", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 48 (2000) pp. 449-457.
- 64) Seppenwoolde Y., Shirato H., Kitamura K., Shimizu S., Van Herk M., Lebesque J. V. and Miyasaka K., "Precise and real-time measurement of 3D tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 53 (2002) pp. 822-834.
- 65) Shirato H., Seppenwoolde Y., Kitamura K., Onimura R., and Shimizu S., "Intrafractional Tumor Motion: Lung and Liver", *Semin. Radiat. Oncol.* 14 (1) (2004) pp. 10-18.
- 66) Report of AAPM Task Group 76 (2005) "The Management of Respiratory Motion in Radiation Oncology".
- 67) Takayama K., Mizowaki T., Kokubo M., Takahashi K., Nakayama H., Narita Y., Kawada N., Kamino Y., Hirai E., Nagata Y., Nishidai T. and Hiraoka M., "Preliminary Study of Dynamic Tumor Tracking and Shooting Capability using a Compact Linear Accelerator Installed on Gimbals in the Gantry Head of an Image-guided Radiotherapy System", *ASTRO* (2005) Poster Session.
- 68) Bortfeld T., Jiang S. B. and Rietzel E., "Effects of motion on the total dose distribution", *Semin. Radiat. Oncol.* 14 (2004) pp. 41-50.
- 69) Yu C. X., Jaffray D. A. and Wong J. W., "The effect of intra-fraction organ motion on the delivery of dynamic intensity modulation", *Phys. Med. Biol.* 43 (1998) pp. 91-104.
- 70) Keall P. J., Kini V. R., Vedam S. S. and Mohan R., "Motion adaptive X-ray therapy: a feasibility study", *Phys. Med. Biol.* 46 (2001) pp. 1-10.
- 71) Bortfeld T., Jokivarsi K., Goitein M., Kung J., Jiang S. B., "Effects of intra-fraction motion on IMRT dose delivery; statistical analysis and simulation", *Phys. Med. Biol.* 47 (2002) pp. 2203-2220.

- 72) Chui C. S., Yorke E., and Hong L., "The effects of intra-fraction organ motion on the delivery of intensity-modulated field with a multileaf collimator", Med. Phys. 30 (2003) pp. 1736-1746.
- 73) Jiang S. B., Pope C., Al Jarrah K. M., Kung J. H., Bortfeld T. and Chen G. T., "An experimental investigation on intra-fractional organ motion effects in lung IMRT treatments", Phys. Med. Biol. 48 (2003) pp.1773-1784.
- 74) Hanley J., Debois M. M., Mah D., Mageras G. S., Raben A., Rosenzweig K., Mychalczak B., Schwartz L. H., Gloeggler P. J., Lutz W., Ling C. C., Leibel S. A., Fuks Z. and Kutcher G. J., "Deep inspiration breath-hold technique for lung tumors: the potential value of target immobilization and reduced lung density in dose escalation", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys 45: (1999) pp. 603-611.
- 75) Mah D., Hanley J., Rosenzweig K. E., Yorke E., Braban L., Ling C. C. and Mageras G., "Technical aspects of deep inspiration breath hold technique in the treatment of thoracic cancer", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 48 (2000) pp. 1175-1185.
- 76) Wong J. W., Sharpe M. B., Jaffray D. A., Kini V. R., Robertson J. M., Stromberg J. S. and Martinez A. A., "The use of active breathing control (ABC) to reduce margin for breathing motion", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 44 (1999) pp. 911-919.
- 77) Dawson L. A., Brock K. K., Kazanjian S., Fitch D., McGinn C. J., Lawrence T. S., Ten Haken R. K. and Batler J., "The reproducibility of organ position using active breathing control (ABC) during liver radiotherapy", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 51 (2001) pp. 1410-1421.
- 78) Ohra K., Okumura T., Akisada M., and *et al.* "Irradiation synchronized with respiration gate", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 17 (1989) pp. 853-857.
- 79) Tada T., Minakuchi K., Fujioka T., Sakurai M., Koda M., Kawase I., Nakajima T., Nishioka M., Tonai T. and Kozuka T., "Lung cancer; intermittent irradiation synchronized with respiratory motion-results of a pilot study", Radiology 207 (1998) pp. 779-783.
- 80) Shirato H., Shimizu S., Shimizu T., Nishioka T. and Miyasaka T., "Real-time tumor-tracking radiotherapy", The Lancet 353 (1999) pp. 1331-1332.

- 81) Shirato H., Shimizu S., Kunieda T., Kitamura K., van Herk M., Kageki K., Nishioka T., Hashimoto S., Fujita K., Aoyama H., Tsuchiya K., Kudo K. and Miyasaka K., "Physical aspects of a real-time tumor-tracking system for gated radiotherapy", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 48 (2000) pp. 1187-1195.
- 82) Kubo H., Len O., Minohara S. and Mostafavi H., "Breathing-synchronized radiotherapy program at University of California Devis Cancer Center", *Med. Phys.* 27 (2000) pp. 346-353.
- 83) Vedam S. S., Kini V. R., Keall P. J., Ramakrishnan V., Mostafavi H. and Mohan R., "Quantifying the predictability of diaphragm motion during respiration with a noninvasive external marker", *Med. Phys.* 30 (2003) pp. 505-513.
- 84) Mageras G. S., Yorke E., Rosenzweig K., Braban L., Keatley E., Ford E., Leibel S. A. and Ling C. C., "Fluoroscopic evaluation of diaphragmatic motion reduction with respiratory gated radiotherapy system", *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2 (2001) pp. 191-200.
- 85) Ozhasoglu C. and Murphy M. J., "Issues in respiratory motion compensation during external-beam radiotherapy", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 52 (2002) pp. 1389-1399.
- 86) Chen Q. S., Weinhaus M. S., Deibel F. C., Ciezki J. P. and Macklis R. M., "Fluoroscopic study of tumor motion due to breathing; facilitating precise radiation therapy for lung cancer patients.", *Med. Phys.* 28 (2001) pp. 1850-1856.
- 87) Murphy M. J., "Tracking moving organs in real time", *Semin. Radiat. Oncol.* 14 (2004) pp. 91-100.
- 88) Whyte R. I., Crownover R., Murphy M. J., Martin D. P., Rice T. W., Decamp M. M., Rodebaugh R., Weinhaus M. S. and Le Q. T., "Stereotactic Radiosurgery for Lung Tumors: Preliminary Report of Phase 1 Trial", *Ann. Thorac. Surg.* 75 (2003) pp. 1097-1101.
- 89) King C. R., Lehmann J., Adler J. R. and Hai J., "CyberKnife Radiotherapy for Localized Prostate Cancer: Rationale And Technical Feasibility", *Technology in Cancer Research & Treatment* Vol. 2 No.1 (2003) pp. 25-29.

- 90) Keall P. J., Kini V. R. and Vedam S. S. and Mohan R., "Motion adaptive X-ray therapy: a feasibility study", Phys. Med. Biol. 46 (2001) pp.1-10.
- 91) Neicu T., Shirato H., Seppenwoolde Y. and Jiang S. B., "Synchronized moving aperture radiation therapy (SMART): average tumor trajectory for lung patients", Phys. Med. Biol. 48 (2003) pp. 587-598.
- 92) Papiez L., "The leaf sweep algorithm for an immobile and moving target as an optimal control problem in radiotherapy delivery", Math. Comput. Modelling 37 (2003) pp. 735-745.
- 93) Suh Y., Yi B., Ahn S., Kim J., Lee S., Shin S., Shin S. and Choi E., "Aperture maneuver with compelled breath (AMC) for moving tumors: feasibility study with a moving phantom", Med. Phys. 31 (2004) pp. 760-766.
- 94) Papiez L., Rangaraj D. and Keall P. J., "Real-time DMLC IMRT delivery for mobile and deforming targets", Med. Phys. 32 (2005) pp. 3037-3048.
- 95) [www.mhlw.go.jp/shingi/2007/06/s0615-1.html](http://www.mhlw.go.jp/shingi/2007/06/s0615-1.html) 厚生労働省ホームページ

## 第3章 全体システムの概要

### 3. 1 システム・コンセプトの設定

本節では、2章において目標とした以下の3項目を満足する革新的放射線治療装置のシステム・コンセプトを設定する。

- (1) IMRT (2. 3節参照)
- (2) IGRT (2. 4節参照)
- (3) 動体追尾照射 (2. 5節参照)

#### 3. 1. 1 ジンバル支持X線ヘッド方式

動体追尾照射を可能とする方法としては、2. 5. 3項に示す4種類の方法が従来検討されてきたが、2. 5. 3項に示したように、いずれも臨床的及び技術的な問題を抱えており、普及型の放射線治療装置としての実用化は望めない状況である。このため、新規に、「ジンバル支持X線ヘッド(Gimbaled X-ray Head)方式」を考案した<sup>1)</sup>。この原理図を図3.1に示す。

本方式では、X線ヘッドを、その重心位置でPan軸及びTilt軸の2軸のジンバル上に支持する。ジンバルの中立点では、X線ヘッドから発生する治療X線ビームはシステムのアイソセンターを通過する。2. 5. 1に示す通り、白土等の研究から<sup>2)</sup>、臨床面では呼吸動や拍動の最大値は、 $\pm 20$  mm程度と考えても問題無く、ジンバル軸からアイソセンターまでの距離を1 mとすれば、ジンバルの回転角度は $\pm 1.15^\circ$ の小角回転に対応する。Pan軸は、図3.4に示すO-Ringの面内で、X線ヘッドを左右に振るジンバル軸であり、Tilt軸は、O-Ringに直交する方向にX線ヘッドを前後に振るジンバル軸である。Pan軸及びTilt軸のそれぞれのジンバル軸の回転に応じて、治療X線ビームはアイソセンターから偏向し、アイソセンター周辺のいかなる箇所へも迅速に照準が可能となる。ジンバル軸の回転中心と、ジンバルも含めたX線ヘッドの重心位置は、一致しているため、ジンバルの回転機構は、X線ヘッド及びジンバル自体の慣性モーメントに対抗するのみでよく、高速のビーム追従が実現可能となる。

ジンバルの駆動にフィードバック制御を用いた場合、その機械的固有振動数としては、経験的に、最大の制御周波数の約20倍が必要である。臓器移動で最も高い周波数である拍動の約1.1 Hz<sup>2)</sup>を設計目標の最大応答周波数とすれば、ジンバルやO-Ring等のX線ヘッドの支持構造までを含めた全機械系の固有振動数としては22Hzが必要となる。



- ・ X線ヘッドはその重心付近でPan及びTiltの2軸のジンバルで支持されている
- ・ ジンバルの中立点では、X線ヘッドから発生する治療X線ビームはシステムのアイソセンターを通過する
- ・ Pan及びTiltのそれぞれの軸での回転に応じて、X線ビームはアイソセンターから偏向し、アイソセンター周辺のいかなる箇所にも迅速に照準が可能となる。

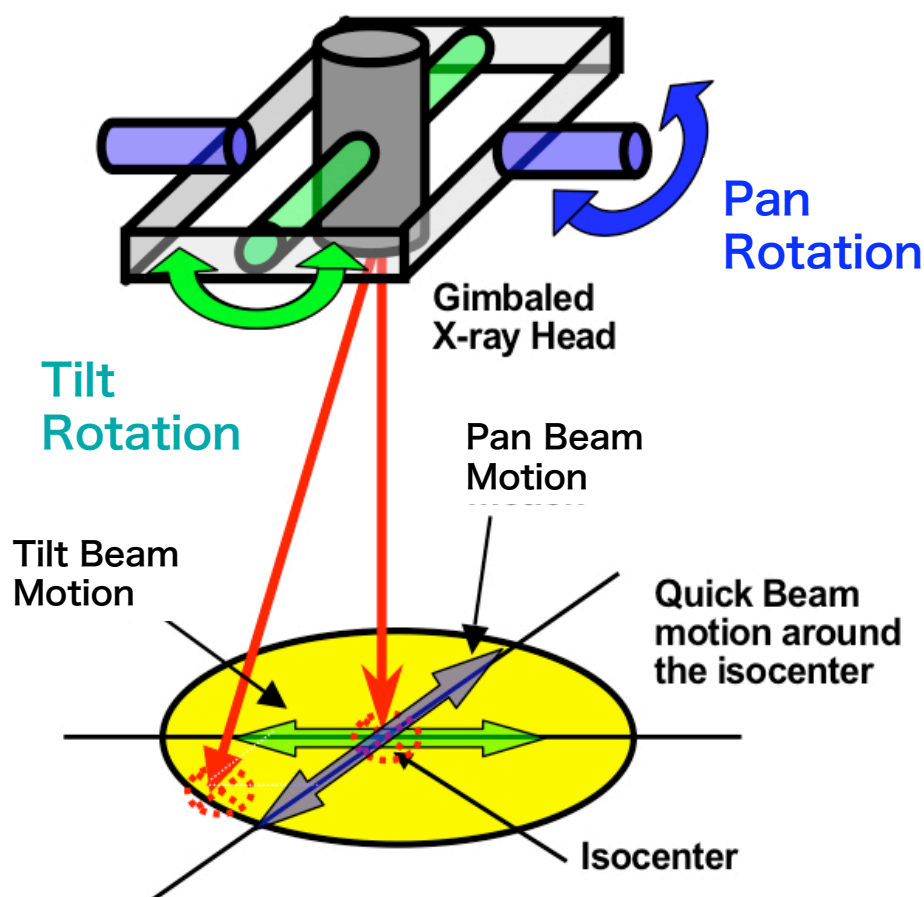
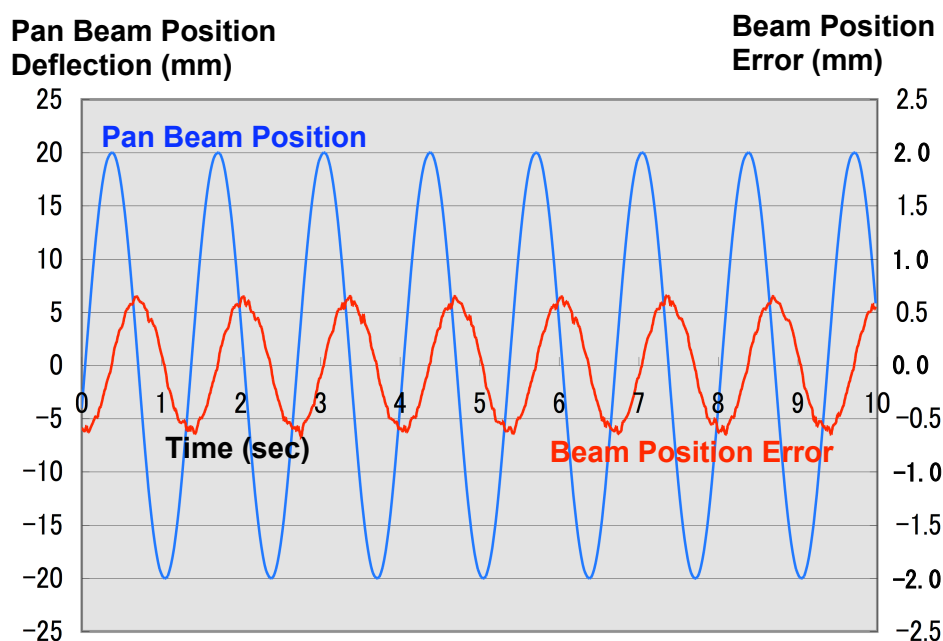


図3. 1 ジンバル支持X線ヘッド方式の原理図

図3.2及び図3.3に、試作したシステムの機械的応答の測定結果を示す<sup>1)</sup>。測定は、Pan軸に正弦波入力をコマンドとして与え、ジンバルに取り付けられているロータリー・エンコーダの出力をモニタして、入力コマンド値と比較することにより実施した。図3.1に示す通り、Pan軸はTilt軸よりも慣性モーメントが大きく、Tilt軸は更に良好な機械的応答性を示す。図3.2には、呼吸動を模擬した振幅20 mm 周波数0.75 Hzの入力を与えた場合の結果を示す。呼吸動の周波数の临床上の通例は約0.3 Hz～0.4 Hz程度であり、この約2倍の周波数を与え、また、振幅としては、臨床測定例の最大と思われる $\pm 20$  mmとした。図3.3には、拍動を模擬した振幅4 mm 周波数2 Hzの入

力を与えた場合の結果を示す。拍動の周波数は比較的大きな幅で変化するが、臨床上の通例である1 Hzの2 倍の周波数である2 Hzを与えた。また、振幅としては臨床測定例の最大と思われる $\pm 4$  mmとした。

図3.2の例では、ビームの最大速度94.2 mm/s、最大加速度444 mm/s<sup>2</sup>、図3.3の例では最大速度50.3 mm/s、最大加速度632 mm/s<sup>2</sup>である。いずれの例でも、機械的誤差は0.5 mm程度であり、呼吸動及び拍動のいずれにも十分に追従可能と考えられる。また、既存の他のいかなる方式でもこの機械的応答性は達成できない。

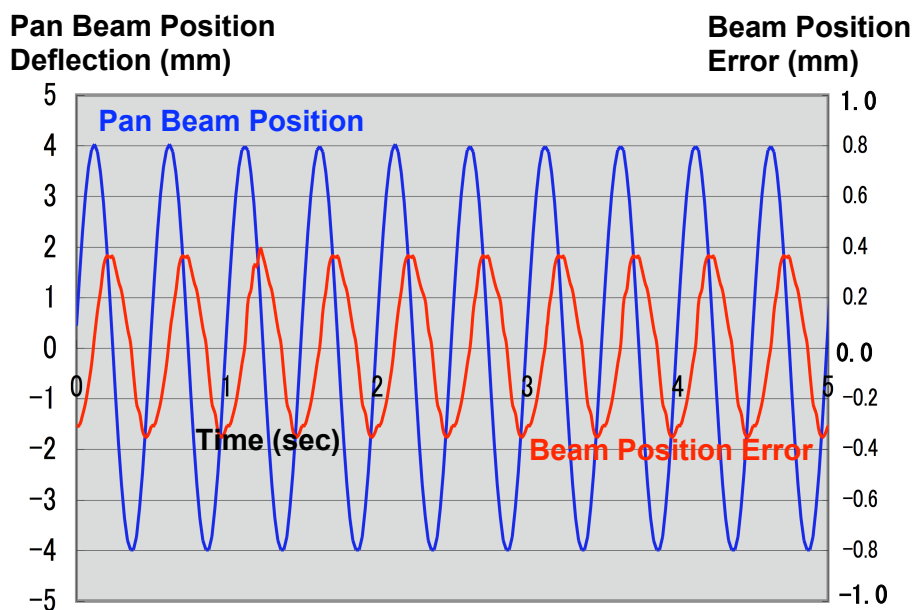


- ・ 振幅20 mm、周波数 0.75 Hzの入力信号に対する機械的応答性評価結果
- ・ 図中、青線はジンバルに取り付けたロータリー・エンコーダの角度出力
- ・ 赤線は、入力正弦波とロータリー・エンコーダ出力の誤差を示す

### 図3. 2 呼吸動模擬信号に対する応答性評価結果

本方式では、動体追尾は、各門でそれぞれのBEV(Beam's Eye View)平面（治療線ビームの視軸に直交する平面）の2次元の移動分に限られ、ビーム軸方向の動きは追尾できない。一方、治療線の強度はX線ターゲットからの距離の二乗に反比例するため、投与線量への影響が考えられるが、X線ターゲットから照射目標までの距離(SAD: Source Axis Distance)が1 mとすれば、これに対して臓器移動の最大値は $\pm 20$  mm程度で、SADに対して十分に小さな値であり、また、周期性の移動の間に平均化されてしまい全く問題とならない。また、照射野の大きさもSADに比例するため、PTVに対して $\pm 2$  %程度の変動が発生するが、临床上、動体追尾治療の対象となるとされる最

大のPTVとして50 mm程度を想定した場合でも、 $\pm 1$  mmの変動であり、一般的な半影のサイズ（約3 mm～5 mm）に対して十分に小さく、治療計画時に適切なマージン（治療計画の際に種々の誤差や不確定性を勘案して追加する照射野の追加しる）を設定することにより、問題とならないものと思われる。CyberKnife<sup>3)4)</sup>のような6自由度のロボット・アーム方式であれば、ビーム軸方向の動きも追尾可能であるが、むしろ、本方式のように自由度を制限して、追従能力を追求する方針の方が妥当と考えている。



- ・ 振幅4 mm、周波数 2 Hzの入力信号に対する機械的応答性評価結果
- ・ 図中、青線はジンバルに取り付けたロータリー・エンコーダの角度出力
- ・ 赤線は、入力正弦波とロータリー・エンコーダ出力の誤差を示す

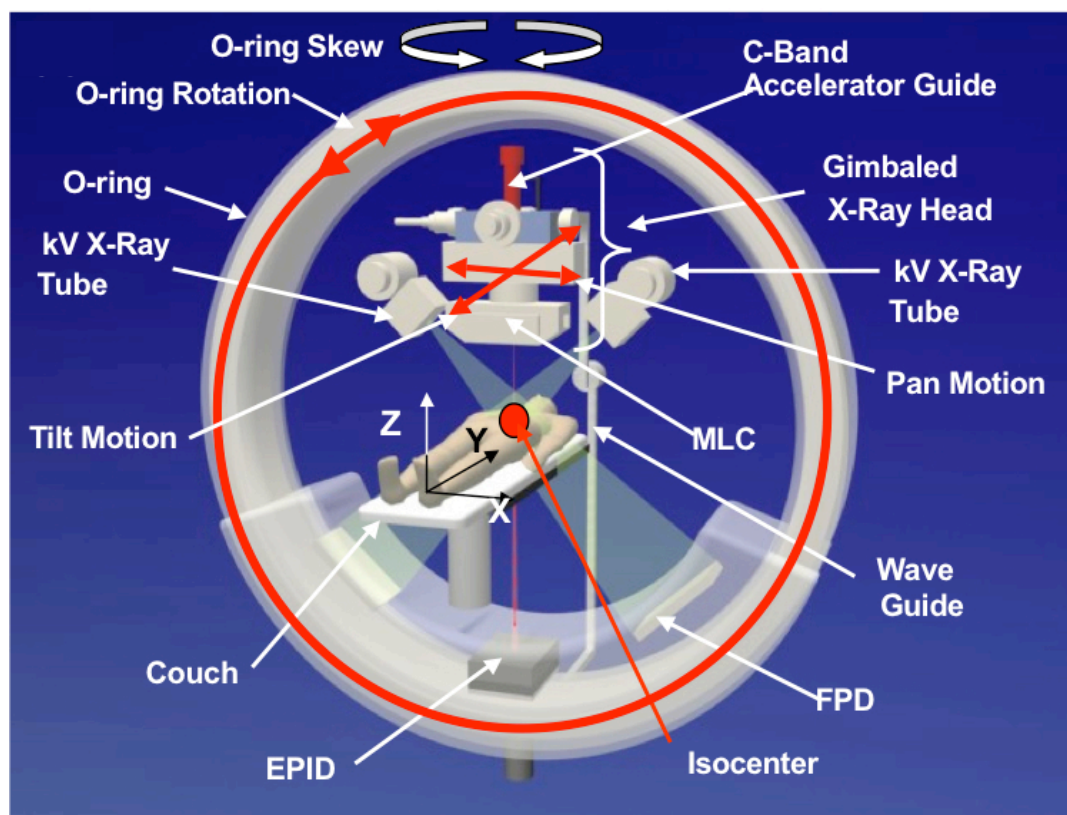
図3. 3拍動模擬信号に対する応答性評価結果

### 3. 1. 2 O-Ring構造の採用

3. 1. 1項で述べたように、動体追尾照射のための良好な機械的応答性を実現するためには、ジンバルまで含めたX線ヘッドの支持構造の剛性の確保が重要となり、従来の医療用電子リニアックのガントリー構造（図2.4参照）のような、片持ち構造では不十分である。このため、図3.4に示す通り、構造的に最も高剛性が確保可能なO-Ring構造を採用し、X線ヘッドをこのO-Ring構造に支持する設計とした。

O-Ringはアイソセンターの周囲で360°回転(O-Ring Rotation)して照射門を決定する。また、その鉛直軸の周囲に、カウチとの干渉が生じない範囲で回転(O-Ring Skew)して、ノン・コプラナー照射のビーム照射方向を決定する。ここで、ノン・コプラナー照射とは、通常は図2.7に示す通り、体軸に直交する平面内で各門を設定するが、これに加えて、体軸に対して傾斜した面内の門を設定して、治療計画の自由度を上げる照射法のことである。

O-Ring上には、後述の通り、IGRTのためのkV X線イメージング・サブシステムとして、2組のkV X線管球とFPD(Flat Panel Detector)を装備する。また、X線ヘッドに対向する位置には、EPIDを装備する。



- ・ X線ヘッドはジンバルまで含めて、高剛性のO-Ring構造で支持される。
- ・ O-Ringはアイソセンターの周囲で360°回転(O-Ring Rotation)して、照射門を決定する。
- ・ また、O-Ringはその鉛直軸の周囲に回転(O-Ring Skew)して、ノン・コプラナー照射のビーム照射方向を決定する。
- ・ O-Ring上には、IGRTのためのイメージング・サブシステムである2組のkV X線管球及びFPD(Flat Panel Detector)が装備される。
- ・ 更に、アイソセンターを挟んでX線ヘッドに対向する箇所には、治療線をもそのままモニタ可能とするため、EPIDを装備する。

図3. 4 O-Ring構造の採用

### 3. 1. 3 MLC装備X線ヘッド

2. 3節に示すIMRTを可能とするため、本システムは、MLCを備える。CyberKnifeのように、目標部位に、細いペンシル・ビームをノン・アイソセントリックに移動させて照射し、それぞれの照射時間を制御して投与線量に重み付けをすることにより、IMRTを実現する方法もあるが、2. 5. 3項で述べたように長い照射時間を必要とし、治療効率や患者の快適性の点で適切ではない。また、Tomotherapyのように、1次元アレイ状のBinary MLCを装備してスライス状の治療線ビームを形成し、カウチを移動してIMRTを行う方法もあるが、体軸方向の治療線分布を形成するために、治療照射の最中にカウチの移動を必要とし、2. 5. 3項に述べた通り、動体追尾照射を実現する上で、カウチの移動を必要とするような方式は好ましくない。このため、一時に二次元の線量分布を形成できるMLCを装備する。

### 3. 1. 4 kV X線イメージング装置のオンボード搭載及びシステム統合

2. 4節のIGRTを実現するため、kV X線イメージング装置をO-Ring上にサブシステムとして搭載し、初期セットアップや動体追尾等の機能を含めてシステム統合する。

動体追尾を行うためには、三次元の位置標定をリアル・タイムに行うことが求められ、2本の視軸からほぼ同時に目標を観測する必要がある。このため、2組のkV X線管球とFPD(Flat Panel Detector)を装備する。実際には、2組のkV X線管球から同時に照射すると、相互に干渉して良好な画像が得られないため、交互に照射して目標の画像をニア・リアル・タイムに取得する。

また、kV X線管球とFPDは、O-Ringの回転とともに回転するため、これにより、CBCT(Cone Beam Computer Tomography)機能を実現する。通常のX線CT装置は、扇形のkV X線ファン・ビームを用いて主に1次元の直線アレイ形状のセンサにより患者を体軸に沿って移動させながら撮像するが、CBCTは円錐状のkV X線ビームと平面アレイ・センサにより、患者を固定したまま撮像する。これにより、通常のX線ラジオグラフよりも大幅にコントラスト比を改善し、腫瘍等の軟組織の目標物そのものを直接視認して照準することを可能とする。

イメージング・サブシステムは、高剛性のO-Ring上に直接装備（オンボード搭載）されており、X線ヘッドとの位置関係は正確に決まる。他社のオンボード搭載機<sup>5)6)</sup>のような、片持ち構造や可動部分が無いため、機械的に安定であり、X線ラジオグラフ画像及びCBCT画像ともに明瞭な画像の取得ができるとともに、正確な照準が可能である。また、実際の臨床現場で、医師や技師が効率的に治療を行うためには、全体システムとしての高度な機能統合が必要であり、kV X線イメージング・サブシステムを、マン・マシン・インタフェースまで含めて、治療装置に一体のシステムとして高度に統合したものとする。



### 3. 2 全体システムの概要

全体システムは、図3.5に示す通り、直径約3.3mのO-Ringの構造体に、ジンバル支持されたX線ヘッドと、2組のkV X線透視装置が装備された構造となっている。

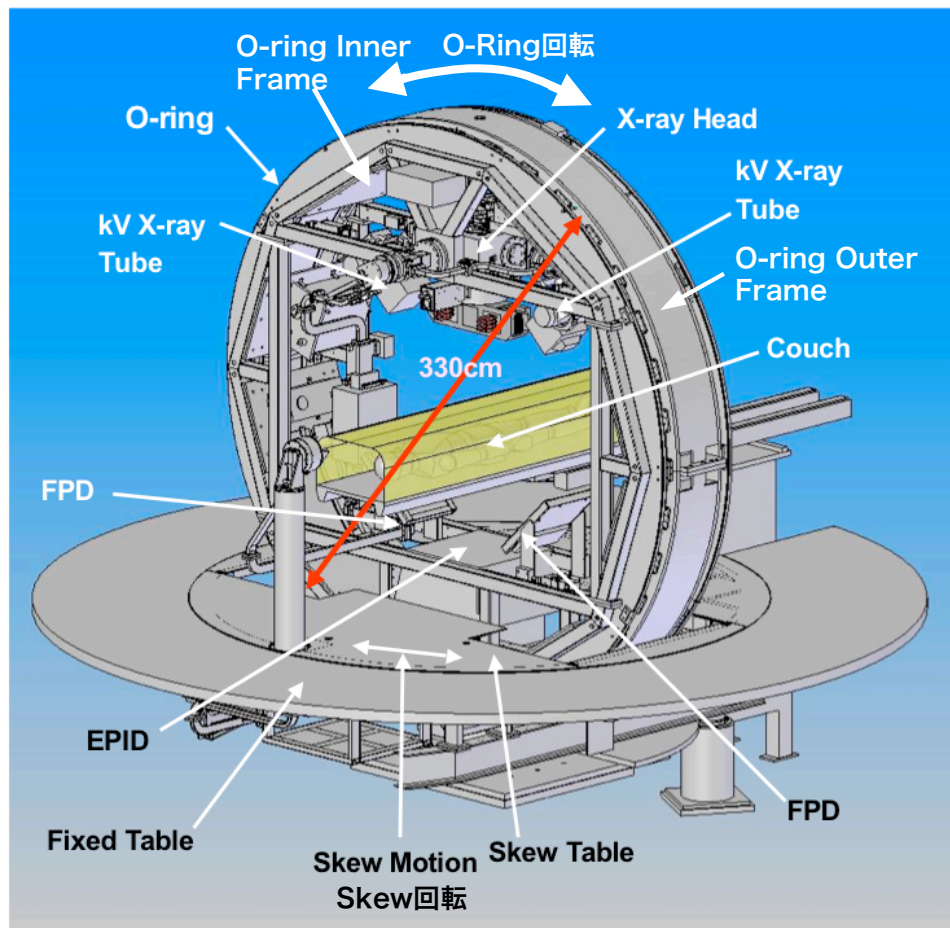


図3. 5 O-Ring構造体の詳細

本装置はアイソセントリックな装置であり、O-Ringの中心にアイソセンターがある。O-Ringはアイソセンターを中心として360°以上portal回転し、治療線の入射方向（門）を決定する。O-Ring自体は、その中心を通る垂線を軸として、カウチと接触しない範囲で回転（skew回転）して、治療線のノン・コープラナー角度を決定する。

O-RingはOuter FrameとInner Frameから構成されており、Outer Frameはskew回転はするものの固定であり、Inner FrameがOuter Frameに沿ってPortal回転する。Inner Frameは、Outer Frameからリニア・モーション・ベアリングを介して取

付けられており、従来の医療用電子リニアックやCyberKnifeのような「片持ち支持梁構造」は一切無く、双方で剛性の高い機械系を構成する。

Outer Frameは、地上の台座にベアリングを介して固定されており、Skew回転を支持する。

Inner FrameにはX線ヘッドがPan、Tiltの2軸ジンバルを介して支持されるとともに、その両脇には、イメージング・サブシステムの構成部品である2個のkV X線管球を装備している。2個のkV X線管球に対向する位置には、それぞれFPDをO-Ringに固定装備している。X線ヘッドに対向する位置にはEPIDを装備しており、その背後には鉄及び鉛製の遮蔽板（ビーム・ストッパー）を取付けている。遮蔽板は、X線ヘッドから放射される治療線を減衰して、治療室に要求されるX線遮蔽能力を軽減して治療室の建設費用を低減するとともに、Inner Frameのカウンタ・ウェイトの役割も持っており、X線ヘッドやイメージング・サブシステム等も含めたInner Frameの重心位置を調整し、O-Ringの回転中心であるアイソセンターにInner Frame全体の重心位置が一致するようにしている。

Outer Frame内面には、マグネスケールを設置してInner Frame位置を精密に検出し、この信号を基にフィードバック制御で、Outer Frameに設置したステップ・モータから減速ギアを介して、Inner FrameのO-Ring回転を駆動している。Outer Frameは、台座に取付けられたステップ・モータから減速ギアを介してSkew回転駆動され、ロータリー・エンコーダでSkew回転角度を検出してフィードバック制御している。

O-Ringは、Inner Frame及びOuter Frameで構成されて高い剛性を持っているが、O-Ring回転角度に応じて若干の機械的歪みが発生する。このため、装置組立て後に各O-Ring回転角度に対応したX線ビーム軸のアイソセンターからのずれ量を計測し、これを補正テーブルとして制御装置内に記憶して、ジンバルのPan軸の駆動により、機械歪み補償を行っている。これにより、アイソセンター照準精度としては0.1 mm以下の照準精度が確保可能となっている。イメージング・サブシステムについてもO-Ring回転位置に対応した機械歪みが発生するが、これについても同様にずれ量の補正テーブルを取得して、画像処理アルゴリズム内で電子的に補正している。

以上の通り、X線ヘッド及びイメージング・サブシステムともに、アイソセンターを原点とする座標軸を基準として精度が確保されている。アイソセンターは空間固定の点であり、装置全体としては慣性空間に固定された絶対座標を基準としていることになる。動体追尾照射の際に、イメージング・サブシステムは絶対座標に対する目標の位置を追跡し、X線ヘッドに対して絶対座標基準の位置をコマンドすることになるが、これは後述の通り、臓器運動と機械系の運動をデカップリングでき、臓器運動のモデル化が容易になる利点がある。また、他のイメージング・センサと組み合わせる場合でも、座標の原点と方向さえ一致させておけば、容易に位置情報の交換が可能となり、将来



的に、超音波イメージング・センサやRFコイル位置検出装置等の照準装置と組み合わせる場合にも、照準位置情報の受け渡しが容易になる利点がある。

X線ヘッドは図3.6に示す通りジンバルで支持されておりPan及びTiltの2軸方向に駆動され、アイソセンター周辺で約 $\pm 40$  mm ( $\pm 2.5^\circ$ ) の範囲で治療線をふる。X線ヘッドは、超小型のCバンド電子加速管とX線ターゲットから構成される治療用X線源、X線ターゲット周囲のX線遮蔽及び1次コリメータ、透過型線量計及び、MLCからなるX線ビーム・ライン系から構成される。X線ヘッドの全長は約1 mであり、その重心において、Pan及びTiltの2軸ジンバルで支持されている。

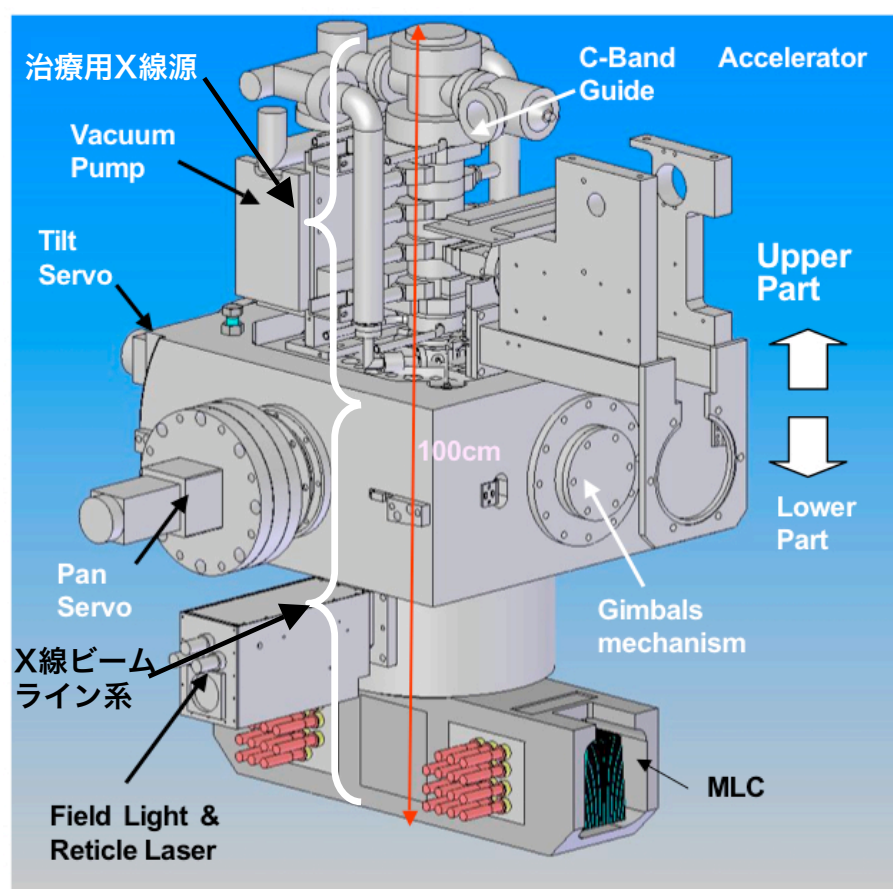


図3. 6 X線ヘッド概要図

本装置のフォトン・ビーム・エネルギーは、4. 1. 1項に示すように、6 MVとした。また、照射野サイズは、15 cm x 15 cmとした。一般的な汎用型医療用電子リニアックの照射野は、脳腫瘍のブーストのための全脳照射や、白血病等の全身照射に用いるため、アイソセンターにおいて40 cm x 40 cmが通常である。これに対して、脳や頭頸部の定位治療に用いられる照射野サイズは10 cm x 10 cmが通常である。本装置

の主要な治療用途はIMRTであり、全身照射を行うことはない。一方、前立腺腫瘍や肺腫瘍等の治療の際には、所属リンパまで含めた照射野の形成が必要となるため、医師チームからの提言により、15 cm x 15 cmの照射野サイズを選択した。MLCの照射野に加えて、Pan及びTiltのジンバル動まで含めれば、等価的な照射野サイズは、23 cm x 23 cmとなり、全脳照射も含めた高い汎用性が確保できる。本装置の外観図を図3.7に示す。

SADは100 cmであり、X線ターゲットからMLCの出口までの距離は、50 cm、MLC出口からアイソセンターまでの距離は50 cmであり、標準的な医療用電子リニアックのビーム・ライン諸元と同じである。

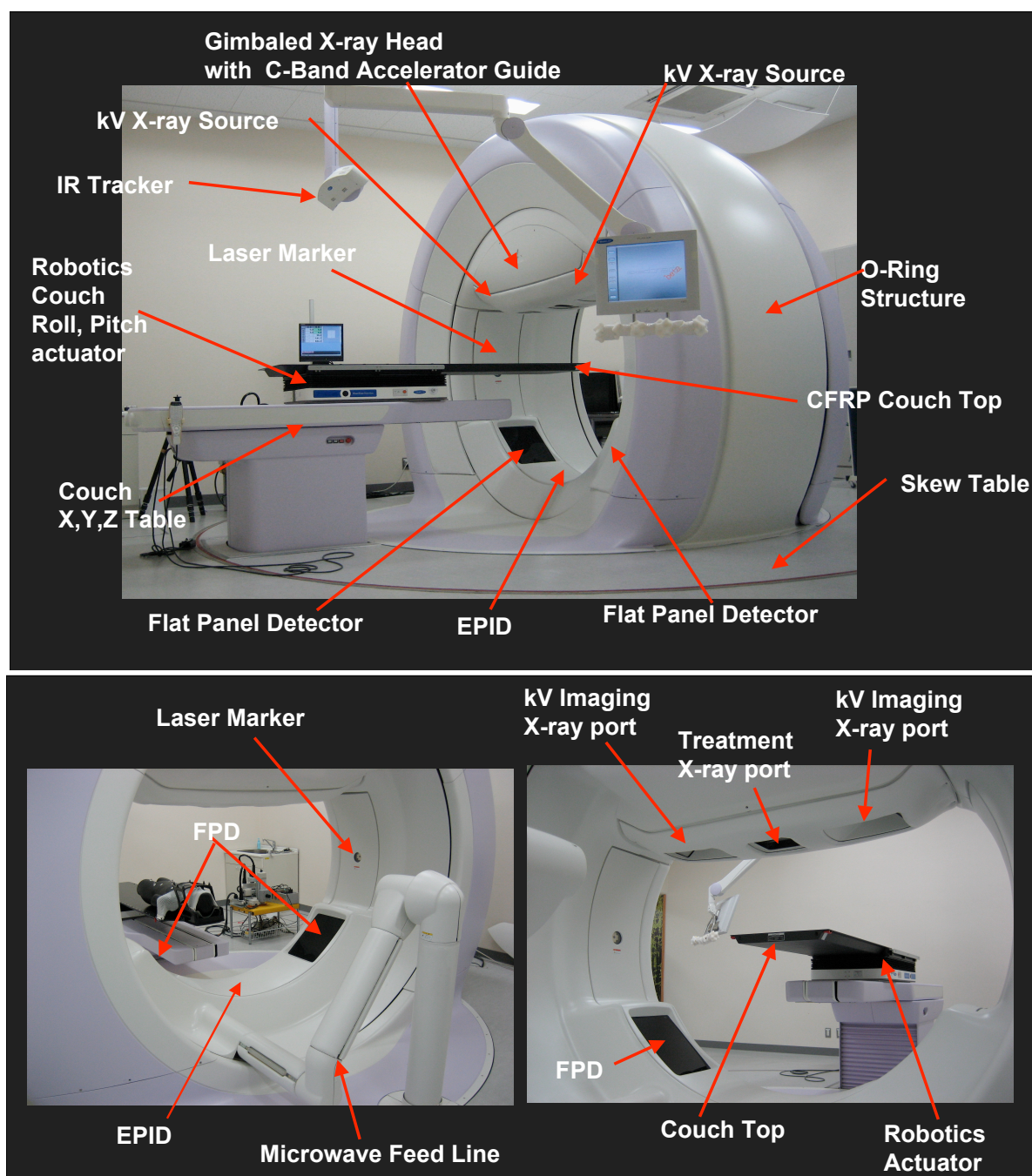
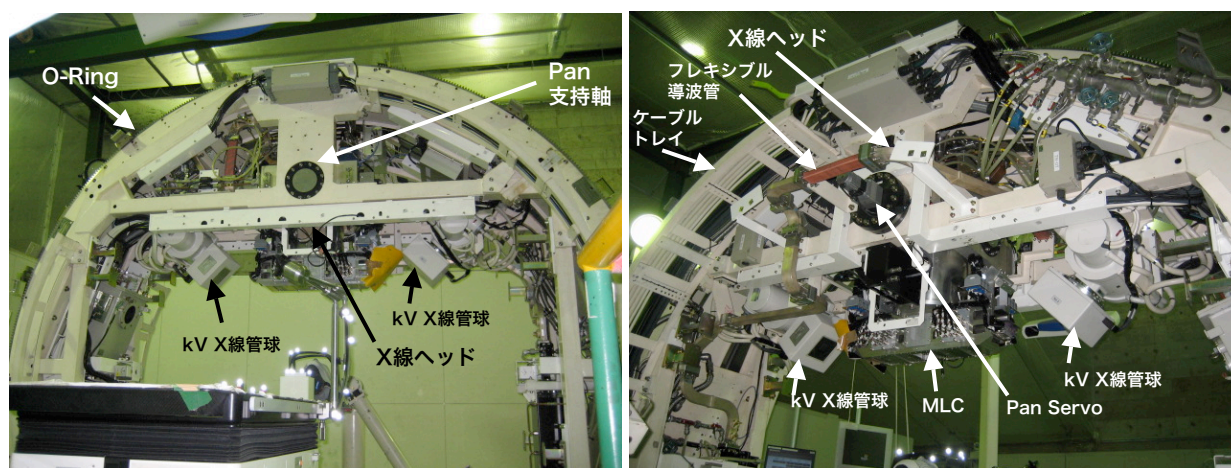


図3. 7 本装置の外観写真



また、図3.8には、本装置の内部主要部分の写真を示す。



カウチ側からO-Ring全体を観た写真

カウチに対向する側からX線ヘッド付近を観た写真

図 3. 8 本装置の内部主要部分写真

### 3. 3 MLCの概要

MLCは、IMRTを実現する上で重要なデバイスである。本装置のMLCの外観写真を図3.9に示す。

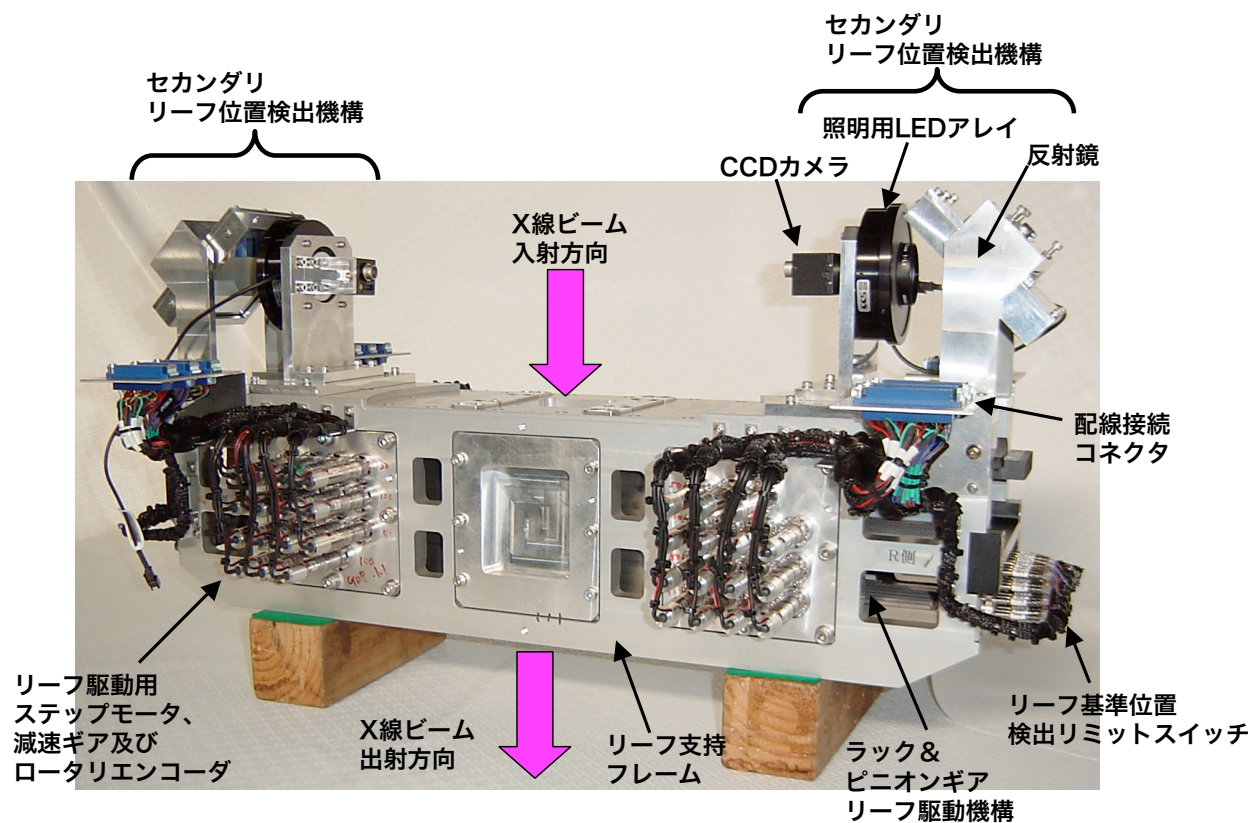


図 3. 9 MLC外観写真

MLCは片側30枚、計60枚のタングステン合金製リーフから構成されるシングル・フォーカス型のMLCで、リーフ1枚当りのX線遮蔽領域の幅である幾何学的な平均リーフ幅は2.5 mm、アイソセンターにおける治療線のリーフ幅は5.0 mmである。脳定位治療のような用途では、更に狭いリーフ幅が選ばれることもあり、アイソセンターにおいて3.0 mmのリーフ幅のMLCも市販されているが、Monkらの研究<sup>7)</sup>によれば臨床上有意な差は認められない。更に、体幹部の定位治療やIMRTのケースでは、Dovrakらの研究<sup>8)</sup>で、肝腫瘍及び肺腫瘍に対して、5.0 mmリーフ幅のMLCと3.0 mmリーフ幅のMLCでは、臨床上有意な差が認められないことが報告されており、幾何学的なリーフ幅を2.5 mmから1.5 mmに減らすことによる、タングステン合金リーフの工作上的問題点や機械的な口バスト性の損失を考えれば、アイソセンターにおいて5.0 mmのリーフ幅が理想的な選択と考える。

MLCの各リーフは、それに対応する超小型のステップモータで駆動される。各モータの軸は、バック・ラッシュの小さな遊星歯車の減速ギアを経由して、ピニオン・ギアでMLCリーフ側に加工作されたラック・ギアを駆動してMLCリーフを駆動する。各モータには、ロータリー・エンコーダが装備されており、プライマリのMLC位置情報を与える。また、MLCリーフの後端の白色マーキングをCCD(Charge Coupled Device)カメラで読み出して、セカンダリのMLC位置情報とし、プライマリのMLC位置検出機構の健全性確認を常時行う冗長型の制御機構としている。これを図3.10に示す。

MLCの各モータには、ステップ・モータの制御回路と、ロータリー・エンコーダの位置検出回路が必要となるが、これをX線ヘッド上に装備すると、重量及びスペース上の問題が発生するため、X線ヘッド近傍のInner Frame上に装備し、MLCとは可撓性の配線で接続している。

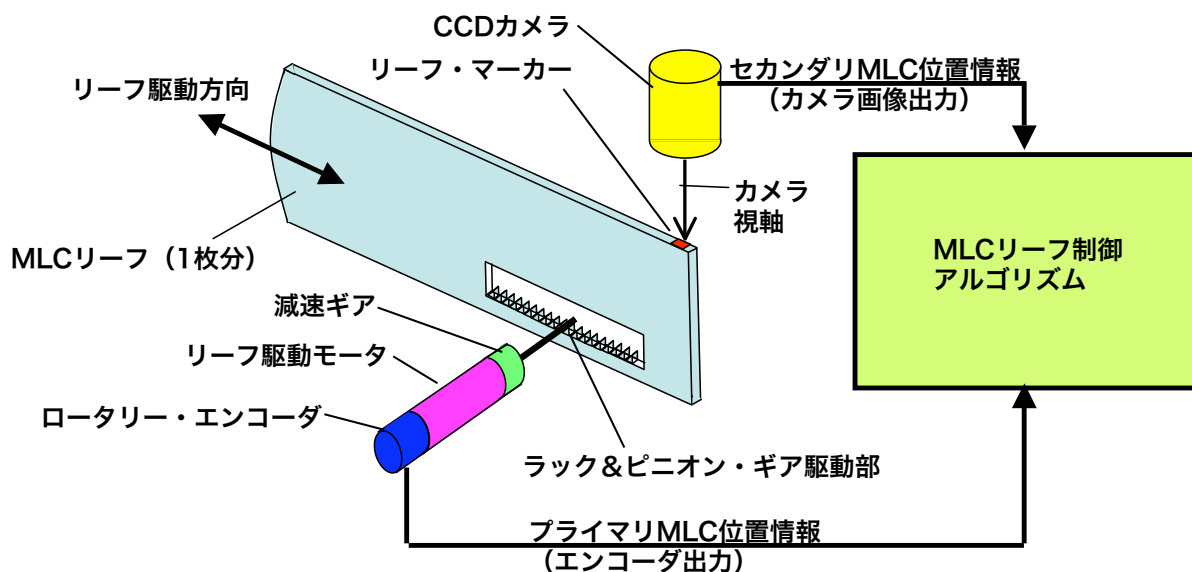


図3. 10 MLCのリーフ位置制御

### 3. 4 イメージング・サブシステムの概要

イメージング・サブシステムは、IGRTを実現する主要なサブシステムであり、O-Ring上にオンボード搭載された2組のkV X線透視装置及び、本装置全システムに高度に統合された画像処理装置から構成されている。

2組のkV X線透視装置は、100 kV～180 kVの管電圧の透視用のkV X線管球と、アイソセンターを挟んでこれに対向する位置に置かれたFPDから構成されている。

FPDはCCD素子で構成された2次元の平板アレイである。

動作モードとしては、以下の3つのモードを有している。

- (1)X線ラジオグラフ
- (2)X線フルオログラフ
- (3)X線CT

X線ラジオグラフは、2組の透視装置でステレオ運用して、初期セットアップに使用する。肺野の腫瘍等であれば、X線ラジオグラフで直接描出可能な場合もあるが、主に、治療計画時のX線CT画像から、コンピュータ処理により再構成した2枚のDRR画像(Digitally Reconstructed Radiograph)の骨構造とX線ラジオグラフで撮像した2枚の二次元画像上の骨構造の画像マッチング処理を行って、照準のずれを求めて補正する。図3.11に、X線ラジオグラフにより取得した肺野の画像の例を示す。



肺野はX線ラジオグラフでも良好なコントラストが得られるため、腫瘍も一部直接目視可能である。

図3. 11 X線ラジオグラフによる肺野の透視画像の例



X線CTは、FPDの開口を持った角錐状のビームを使用するCone Beam CT(CBCT)で、通常のスライス型X線CTとは異なり、カウチを移動することなく、1回のデータ取得で3次元のデータ取得(Volumetric Data Acquisition)が完了する。このため、撮像による患者のイメージング被曝も少なく、初期セットアップや照準確認のために比較的頻繁にCT撮像を行う本装置のような用途には向いている。

また、通常のスライス型CTでは、スライス方向の分解能はスライス厚に制限されるが、CBCTでは、FPDの二次元の分解能が全方位に渡って確保でき、本装置の場合は、全方向の空間分解能として0.2 mmが得られる。

一方、検出器の前段にアーチファクト（偽像）防止用のコリメータ等を装備するスライス型X線CT装置とは異なり、FPDの前段にはコリメータ等は設置できず、アーチファクトに弱い傾向がある。

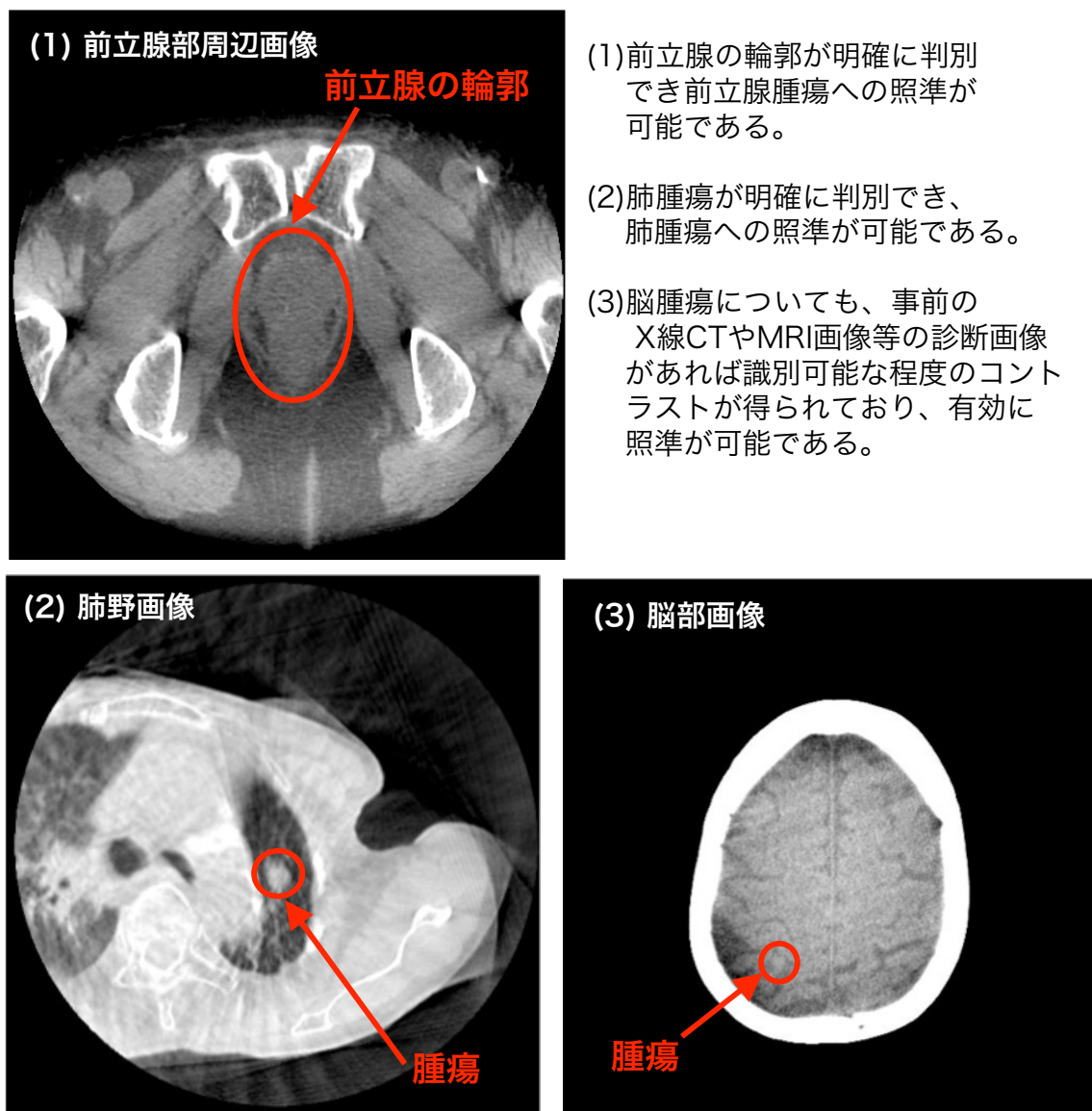


図3. 12 CBCT画像の例（前立腺、肺野、脳部）

通常はデータ取得のために約220°の回転角を必要とするが、互いに視線が90°の角度を成す2組のkV X線管球とFPDを使用するため、90°少ない130°を回転することによりCBCTに必要な情報が取得できる。IEC 60601-2-1<sup>9)</sup>によれば、O-Ringの回転速度は7 deg/s 以下とする必要があり、約20秒でCBCTスキャンを完了する。

図3.12には、実際の患者で取得した、前立腺、肺野及び脳のCT画像を示す。前立腺の形状が明確に描出できており、前立腺治療の際の照準には極めて有効である。また、肺野の腫瘍は勿論のこと、脳腫瘍についても事前の治療計画時のX線CT画像やMRI画像があれば、視認可能な程度のコントラストのCT画像が取得できている。

本装置では、イメージング・サブシステムを全体システムに高度に統合しており、治療計画時に取得したX線CT画像と、CBCT画像のイメージ・フュージョンを行って自動的に照準誤差を評価し、カウチを制御して全自動で正確な初期セットアップを実施する機能を実現している。前立腺ファントムを用いて初期セットアップの試行を行った結果を図3.13に示す。試行結果では、サブミリの精度の全自動初期セットアップが可能であることを示しており、高度のIGRTが実現可能であることが証明された<sup>10)</sup>。

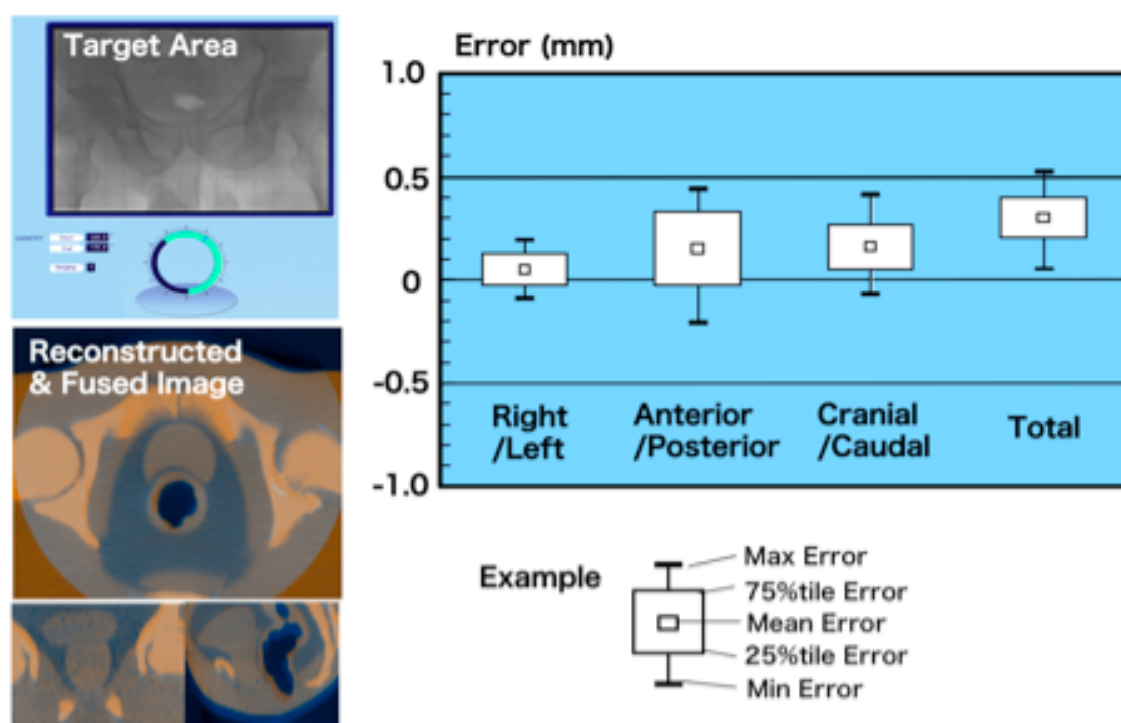


図3. 13 前立腺ファントムを用いた  
CBCTイメージ・フュージョンによる全自動初期セットアップ試行結果

本装置には、患者位置や体位等の補助モニタ装置として、図3.7に示す通りIR Trackerを装備している。これは、治療室天井に取付けられた赤外線ステレオ・カメラ



であり、体表面や頭部フレームに装着されたリフレクタ球により、治療照射中の患者の体動をモニタしたり、呼吸動の状態を体表面の変位でモニタできるようになっている。

本装置でのIGRTのワーク・フロー図の例を、図3.14に示す。

本装置では、X線ラジオグラフによる骨構造照合照準も、上記のCBCTと同様に、イメージ・フュージョンにより全自動化しており、上記のCBCTイメージ・フュージョンによる自動照準とともに、初期セットアップ及び照射治療中の再照準を、全自動実施することが可能である。但し、CBCTイメージ・フュージョンは、数学的には3軸の位置と3軸の回転の計6自由度のパターン・マッチング問題であり、基のX線CT画像やMRI画像及びフュージョン対象であるCBCT画像の質に大きな影響を受ける。例えば、いずれかの画像にアーチファクトが含まれておれば、フュージョン処理が収束しなかったり、フュージョン結果に大きな誤差を含んだりする。このため、医師の誘導や確認等の操作が必要不可欠である。

フュージョン処理が正常に行われた場合、照準精度も従来の2 mm程度に対して、数倍改善されており、実際の目標を目視確認した上で、極めて精密な照準が可能となり、処方線量の増加による治療成績の改善が望める。

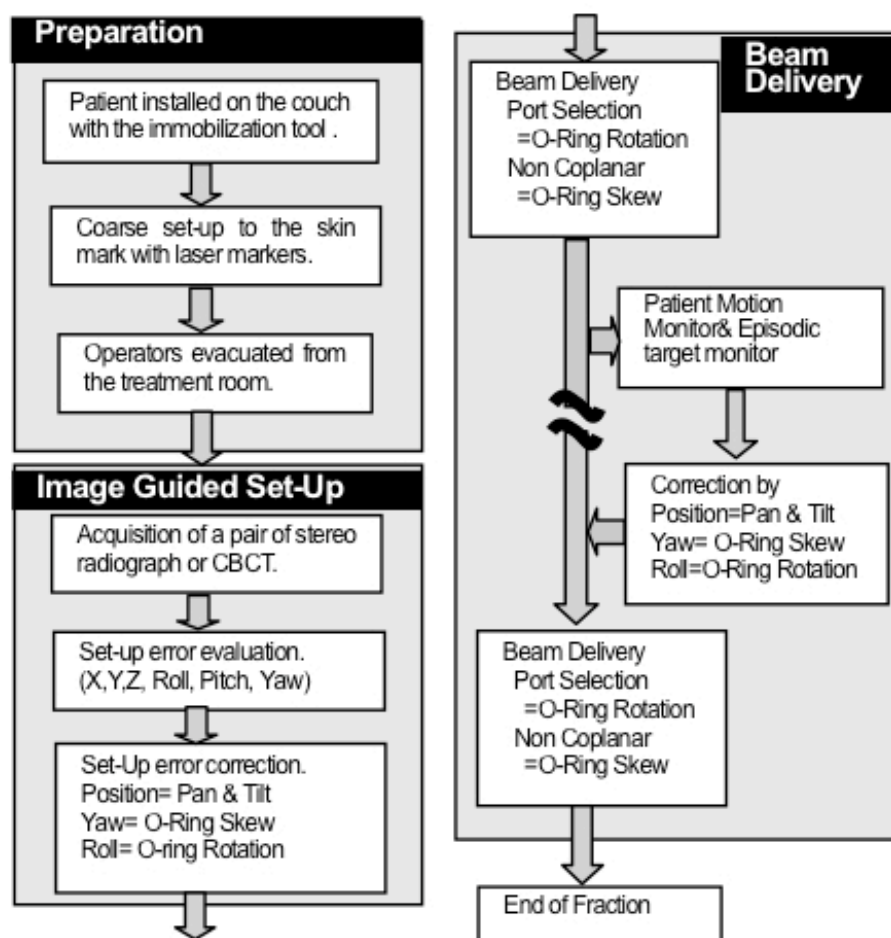


図3. 14 IGRTのワーク・フロー図

### 3. 5 動体追尾照射の概要

動体追尾照射の全体システム概念図を図3.15に示す。全系は、目標位置標定系とX線ヘッドの位置決め系の2つの系から構成される。目標位置標定系では、ステレオ・フルオログラフで目標の画像取得を行い、画像は2値化处理された後、その画像領域の重心を画像追尾して目標の3次元位置を計測する。この計測結果に基づいて目標の現在位置を求め、目標のダイナミクスをもとにその将来位置を推定して、X線ヘッドの位置決め機械系にコマンドする。X線ヘッド位置決め系はフィードバック系であり、目標位置標定系からのコマンド位置にX線ヘッドの機械的位置決めを行う。

通常、フィードバック制御系では系の固有振動数として、追従対象の周波数の20倍の周波数が要求される。即ち、1.0 Hzの心拍にフィードバック制御で追従しようとするれば20 Hzの系の固有振動数を確保する必要がある。また、0.3 Hzに追従しようとするれば6 Hzの固有振動数が必要となる。本装置では、心拍までの追従を目標としているため、X線ヘッド位置決め系に、小振幅の機械的固有振動数として22 Hzを要求し、大振幅の機械的固有振動数としては10 Hzを要求する。

また、X線ヘッドの位置決め機械系に、絶対空間での位置決め精度を要求する。即ち、本装置とは独立した空間内の任意の点に所定の精度でビームを照準する能力を要求する。これは、X線ステレオ・フルオログラフの撮像、画像処理及び位置計算処理に必要な時間のために、目標位置標定系が完全なリアル・タイム性を持たず、約60 msの遅延時間を持っており、X線ヘッドの位置決め機械系には、将来予測位置をコマンドするためである。もし、X線ヘッドの位置決め機械系が、相対的な位置決め精度しか保証されず、目標位置標定系で検出した目標位置とX線ヘッド指向方向の差をフィードバックして全系の動体目標追尾制御をする場合、この遅延時間を解消することができず、常に60 ms分の照準誤差が残ってしまう。絶対空間での位置決め精度が保証されておれば、将来位置の予測により、この遅延時間を補償することが可能であり、将来位置の予測精度に応じて照準精度を改善することが可能である。

絶対空間での位置決め精度が確保されておれば、他の目標位置検出センサとの組み合わせも容易である。本装置の座標軸と目標位置検出センサの座標軸の関係が規定されておれば、目標位置検出センサで検出した目標位置を容易に本装置にコマンドすることができる。目標位置検出センサとしては、MRIのような画像センサや、体内に刺入した小型コイルを高周波コイルで位置検出を行うようなタイプのものも考えられる。

目標位置標定系は、フィード・フォワード系である。X線ステレオ・フルオログラフは、交互に15 Hzで排他的にトリガされる。薬事法規上の規制から、2つのX線管球のショット及び治療線の照射は互いに排他的である必要があるし、またFPDが不要散乱線のノイズを拾わないようにするためにも、この排他性は確保される必要がある。システムは、X線ステレオ・フルオログラフ上で2値化处理により輪郭抽出を行って目標の

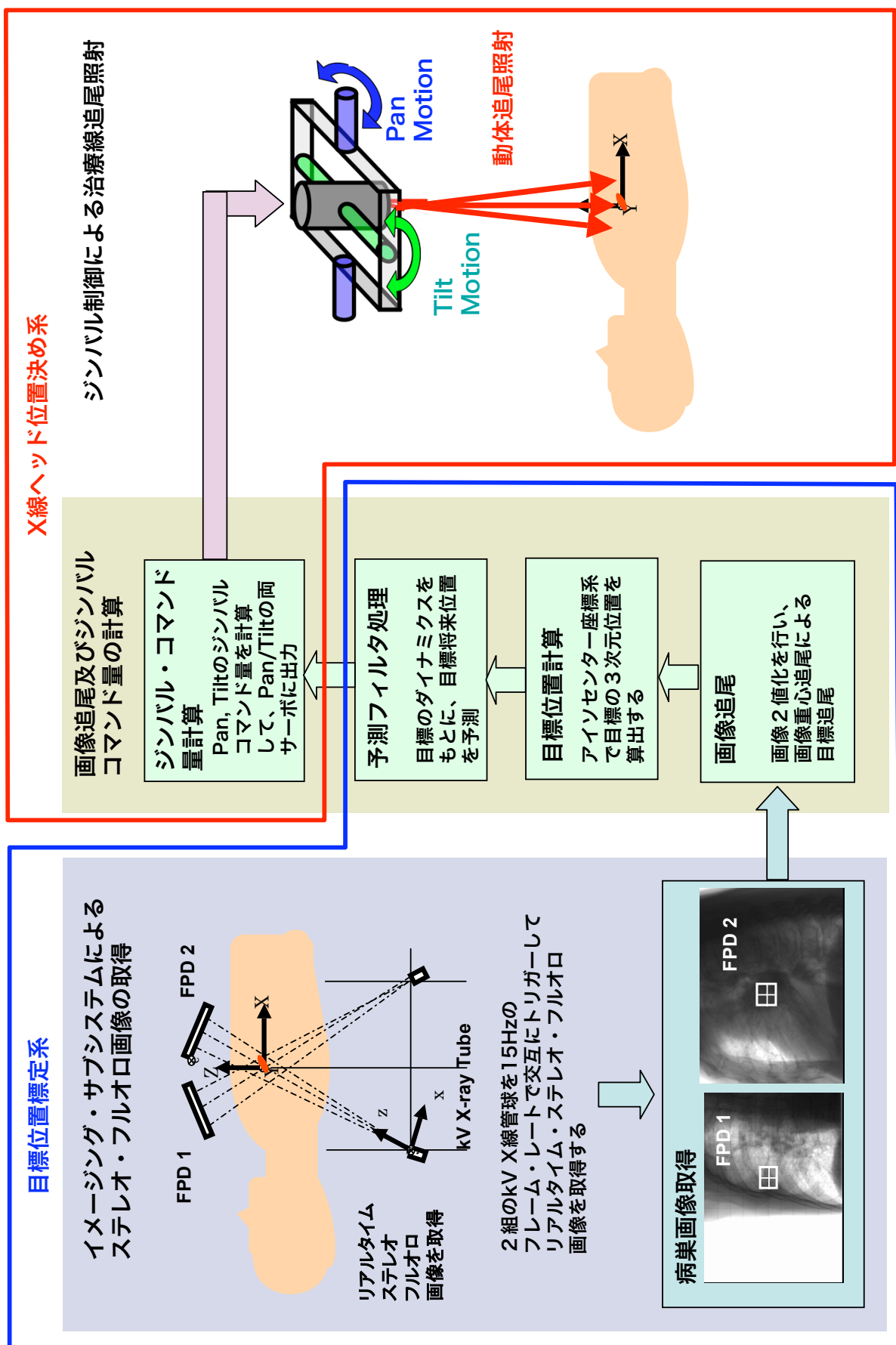


図 3. 15 動体追尾の全体システム概念図

画像の重心を追尾してその3次元位置を計算する。この排他性及びFPDのCCD読み出しや画像処理及び位置計算処理に必要な時間のため、前述の通り、画像から求められる目標位置は、60 ms過去の位置であって現時点の位置ではない。このため、現時点の目標位置を求めるためには、腫瘍の運動のダイナミクスをベースに現時点位置の予測を行う必要がある。また、X線ヘッドの位置決めの機械系にも、その遅れを含めた位置コマンドを与えることにより、追尾精度が改善できる。

腫瘍運動のダイナミクスとしては、現時点では、数サイクルの呼吸動の平均化したものをそのダイナミクスとして使用しているが、将来的にはより精密な腫瘍運動のダイナミクス・モデルを採用する必要がある。特に、呼吸動には咳等による突発的な事象もあり、これらが発生した際にそれを確実に検出し、例外処理ができるようなダイナミクス・モデルが必要である。Seppenwoolde等<sup>2)</sup>が発表した実データをベースに、これを発展させた形で統計的な分析が行われている<sup>11)</sup>。また、Wu等<sup>12)</sup>はFinite State Modelを提唱しており、Sharp等<sup>13)</sup>は、線形予測法、ニューラル・ネットワーク法及びカルマン・フィルタ法を比較している。これらの研究成果を盛り込み、突発的な事象にも例外無く対応できるロバストなアルゴリズム及びダイナミクス・モデルを採用していく必要がある。

## (参考文献)

- 1) Kamino Y., Takayama K., Kokubo M., Narita Y., Hirai E., Kawada N., Mizowaki T., Nagata Y., Nishidai T. and Hiraoka M., "Development of a four-dimensional Image-guided Radiotherapy System with a Gimbaled X-ray Head", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. Vol 66(1) (2006) pp. 271-278.
- 2) Seppenwoolde Y., Shirato H., Kitamura K., Shimizu S., Van Herk M., Lebesque J. V., Miyasaka K., "Precise and real-time measurement of 3D tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 53 (2002) pp. 822-834.
- 3) Adler J. R. Jr., Chang S. D., Murphy M. J., Dorty J., Geis P., and Hancock S. L., "The Cyberknife: a frameless robotic system for radiosurgery," Stereotact. Funct. Neurosurg. 69 (1997) pp. 124-128.
- 4) 千代田テクノル社の資料による
- 5) Jaffray D. A. , Drake D. G., Moreau M., and *et al.*, "A radiographic and tomographic imaging system integrated into a medical linear accelerator for localization of bone and soft-tissue targets", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 45 (1999) pp. 773-789.
- 6) <http://www.varian.com> Varian社Web Siteより
- 7) Monk J. E., Preks J. R., Doughty D., and Plowman P. N., "Comparison of a micro-multileaf collimator with a 5-mm-leaf-width collimator for intracranial stereotactic radiotherapy", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. Vol 57(5) (2003) pp. 1443-1449.
- 8) Dvorak P., Georg D., Bogner J., Kroupa B., Dieckmann K. and Pötter R. "Impact of IMRT and leaf width on stereotactic body radiotherapy of liver and lung lesions", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 61(5) (2005) pp. 1572-1581.
- 9) IEC60601-2-1, "Medical electrical equipment –Particular requirements for the safety of electron accelerators in the range of 1 MeV to 50 MeV," (1998).
- 10) Takayama K., Kawada N., Nagano K., Sato Y., Matsuo Y., Mizowaki T., Kokubo M., Nakayama H., Narita Y., Hiraoka M., " A Preliminary Study for a Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) Setup using a newly developed Image-Guided Radiotherapy System", ASTRO(American Society for

Therapeutic Radiology and Oncology) 48th Annual Meeting, Abstract #2754, (Philadelphia, Pennsylvania, USA, November 2006).

11) Wu H., Sharp G. C., Zhao Q., Shirato H. and Jiang S. B., "Statistical analysis and correlation discovery of tumor respiratory motion", Phys. Med. Biol. 52 (16) (2007) pp. 4761-4774.

12) Wu H., Sharp G. C., Salzberg B., Kaeli D., Shirato H., and Jiang S. B., (2004) "A finite state model for respiratory motion analysis in image guided radiation therapy", Phys. Med. Biol. 49(23) (2004) pp. 5357-5372.

13) Sharp G. C., Jiang S. B., Shimizu S. and Shirato H., "Prediction of respiratory tumor motion for real-time image-guided radiotherapy", Phys. Med. Biol. 49(3) (2004) pp. 425-440.

## 第4章 電子加速器システムの設計

### 4. 1 電子加速器システムに対する要求事項

#### 4. 1. 1 加速エネルギー

従来型の医療用電子リニアックは、X線の光子モードと、電子線モードの2モードを持っている。光子モードは、前述の通り、高エネルギーの電子線を金属ターゲットに入射させて発生する制動輻射X線を使用するモードである。制動輻射X線は、入射電子線のエネルギーを上限とした帯状のエネルギー・スペクトラムを有する。このため、特定のエネルギー値で呼称することはできないが、例えば、6 MeVの電子線により発生する制動輻射X線を6 MV光子線と呼ぶ。制動輻射X線はターゲットの材質やその後のフラットニング・フィルタ等の材質、形状にも依存するため、6MV 光子線と言ってもそのエネルギー・スペクトラムを一意に規定できる訳ではなく、基準校正水槽における20 cm水深の吸収線量を10 cm水深の吸収線量で除したものを線質係数(Quality Index)と呼んでこれで線質を規定する。X線光子モードは、4～6 MVの低エネルギーX線モードと、10～18 MVの高エネルギーX線モードに分かれる。1980年代後半の米国での統計<sup>1)</sup>によれば、4～6 MVの低エネルギーX線モードの利用率が71 %と圧倒的に多いが、前立腺や膀胱等の深部臓器でしかもリンパ節も含めて広い照射野を確保する必要がある場合には、10～18 MVの高エネルギーX線モードが好まれる傾向にあり、23%の利用率となっている。X線モードのエネルギー選択の要素としては、深部線量(Depth dose)、ビルドアップ、ビーム半影、骨組織への線量、中性子の発生等がある<sup>2)</sup>が、表4.1に示す通り、脳、頭頸部、肺野、リンパ節症例及び小児科症例等、大多数の症例で6 MVが好まれている<sup>2)3)</sup>。また、従来型の治療では10 MV以上の高エネルギーX線モードの適用であった膀胱や前立腺等の骨盤領域の症例でも、9門以上の門数でIMRTを前提とすれば、6 MVのX線モードでも高エネルギーX線モードとの有意差無く治療可能であることが報告されている<sup>4)5)</sup>。医療用電子リニアックでの中性子の発生は光子の巨大共鳴吸収によるものであり、閾値は電子エネルギーにして8～10 MeVで、この電子エネルギーを境に急激に増加して20 MeV 以上ではプラトーに達する。中性子は、X線ターゲットやフラットニング・フィルタ、コリメータで発生し、これらの放射化を招くとともに、強い透過力で漏洩線となって周囲の環境に悪影響を与える。また、治療ビームを汚染して、晩発性障害の原因ともなる。一方、6 MVのX線モードであれば、中性子発生への恐れは一切無く<sup>6)</sup>、中性子遮蔽は不要であり、X線ヘッドの小型化に好都合である。以上の点から、電子の加速エネルギーとしては6 MeVを選定し、X線ヘッドの小型・軽量化の観点から加速エネルギー固定とした。

表4. 1 光子線モードの適用部位、重視されるビーム特性及び最適エネルギー

適用部位	重視されるビームの特性					最適のX線エネルギー				
	深部線量	ビルドアップ	半影	骨線量	中性子	Co <sub>60</sub>	4 MV	6 MV	10-15 MV	18 MV以上
脳			○	○						
頭頸部		○	○	○						
乳房		○	○	○	○					
胸部	○	○	○							
リンパ節	○	○	○	○	○					
脾臓	○									
骨盤全照射	○			○						
骨盤狭域照射	○		○							
小児科			○	○	○					

#### 4. 1. 2 照射野及び線量率

照射野サイズについては、3. 2節に示す通り、15 cm x 15 cmとした。

効率的な治療のためには、線量率が高いことが必要である。特に、SRS(Stereo-tactic Radiation Surgery)やSRT(Stereo-tactic Radiation Therapy)等のように1フラクション当たり10Gyを越えるような大線量を投与する場合には、この必要性が高い。一方、低エネルギーのX線モードでは、X線ターゲットでのX線への変換効率が低く、大線量率を得ようとすれば、X線ターゲットの熱負荷が高くなり、40 cm x 40 cmの平坦照射野の場合、300 cGy/min (MU)が限界であった。本装置では、高精度放射線治療の観点から、照射野を15 cm x 15 cmに絞り、ピーク深において500 cGy/minの線量率を要求値とした。一方、Dynamic Conformal Arc照射及びDynamic IMRT照射を可能とするため、線量率の変化は無段階に行える必要がある。Dynamic Conformal Arc照射は、運動照射の一種で、アイソセンターに目標を置き、この周囲でO-Ringが回転しつつ治療線を照射する。MLCは常にBEVでの目標形状になるように制御され、単位角度当たりの線量は一定に制御される。小線量を投与する場合には、O-Ringの回転各速度を上げればよいが、O-Ringの回転角速度は、患者に対する安全性の観点からIEC 60601-2-1<sup>7)</sup>により7 deg/s以下に制限されているため、線量率を抑制する必要がある。またO-Ringの起動及び停止時には、O-Ringの慣性モーメントに対応して加減速のフェーズが避けられないため、このフェーズでは、線量率の制御により単位角度あたりの線量を一定にする必要がある。Dynamic IMRTは、基本的に固定多門照射であるが、Step & Shoot IMRTが、各セグメントで、MLCの開口形状の変更が完了するのを待ってビームをオンにして照射し、そのセグメントでの照射が完了すればビームをオフとしてMLCの開口形状の変更を実行するのに対して、Dynamic IMRTの場合は、ある門で、一旦ビームをオンとすればそのまま、MLCの開口形状を連続的



に変化させて照射する。線量分布の制御は、MLCのリーフ移動速度及び治療線の線量率で行うため、線量率の制御に無段階の制御が要求される。

#### 4. 1. 3 ビーム・エネルギー・スペクトラムの安定性及び立ち上がり特性

医療用電子リニアックでは、治療計画時に目標での吸収線量を計画し、実測されたビーム・エネルギー・スペクトラムに関するデータで空気層での減衰効果及び体内での減衰効果を補正してX線ヘッド部分での線量を求め、実際の治療照射時には、X線ヘッド内部に備えられた透過型線量計のモニタ線量 (MU : Monitor Unit) で投与線量を制御する。このため、ビーム・エネルギー・スペクトラムの安定性は、正確な線量投与のために必須である。制動輻射X線は、前述の通り、電子ビーム・エネルギーを最大値として、それより低エネルギーに帯状に分布する。このため、透過型線量計の読み値 (MU) と、基準校正水槽の10 cm水深における基準線量計の読み値の比を、線量校正係数と定義して、透過型線量計の読み値と実際の体内での吸収線量を関係付けている。医療用電子リニアックの規格としては、IEC 60977<sup>8)</sup> 及びJIS Z 4764<sup>9)</sup>に線量校正係数の安定度として、短期及び長期に渡って $\pm 2\%$ 以内を推奨値としているが、本装置では高精度の線量投与を目標として、その1/4の $\pm 0.5\%$ を要求する。

Step & Shoot IMRTで使用する場合、1フラクション当たり2 Gy 程度の処方線量を、9門に分割して更に10以上のセグメントに分割し、各セグメント毎にMLC開口形状を変更して照射する。この場合、1セグメント当りの投与モニタ線量は3～5 MUに過ぎず、500 MU/minの線量率で照射すれば、ビーム・オン時間は僅かに0.5秒程度に過ぎない。このような運転で線量校正係数の誤差が大きければ、これが積み重なって1フラクションでは大きな投与誤差を発生させる。このためビーム・オン後のビーム・エネルギー・スペクトラム特性の立ち上がりが重要であり、3 MU投与時に上記IEC規格と同等の $\pm 2\%$ の精度とし、5 MUでは $\pm 1\%$ の精度を要求する。

図4.1に、6 MV X線モードにおける、電子ビーム・エネルギーと基準校正水槽の10 cm水深における吸収線量の実測値を示す。本測定は、本電子加速器システムの試行段階で、加速管の電子ビーム電流を変化させて加速管のビーム・ローディングを変えることにより、電子ビーム・エネルギーを変化させて実施した。吸収線量の測定は、基準校正水槽内で基準線量計をアイソセンターに一致させ、水深を10 cmにして実施した。電子ビーム・エネルギーは、直接求めることはできないが、10 cm水深の吸収線量と20 cm水深の吸収線量を比較することにより、別途測定されたデータ<sup>10)</sup>から間接的に求めた。5.45 MeVから5.60 MeVの0.15 MeVの電子ビーム・エネルギーの変化に対して、10 cm水深での吸収線量は3 %変化している。即ち、 $\pm 0.5\%$ の線量校正係数の安定度を達成するためには、電子ビーム・エネルギーの変動を、 $\pm 0.025$  MeV以内に抑える必要がある。

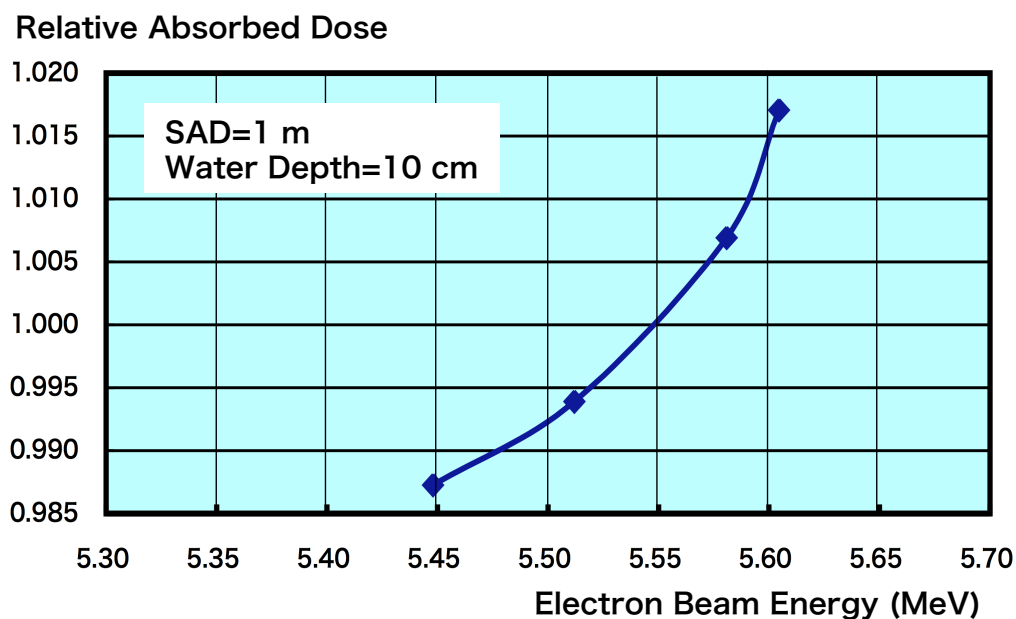


図4. 1 電子ビーム・エネルギーと10 cm水深における吸収線量の関係（本装置における実測値）

#### 4. 1. 4 照準精度、MLC分解能及び位置決め精度、及び半影

IMRTやSRS、SRTでは、目標のみに所要の線量を投与し、近接するOARの線量を局限するため、高度な線量分布の空間精度が必要とされる。線量分布の空間精度を決定するのは、X線の照準精度、MLCの位置決め精度と分解能、及び半影である。

X線の照準精度としては、現在、実用の臨床機として最高の照準精度を保有しているGamma-Knife<sup>11)</sup>と同等の照準誤差である、「アイソセンターにおいて $\pm 0.1$  mm以下」を要求する。

MLC分解能としては、3. 3節に示す通り、アイソセンターにおいて5 mmを要求する。脳の定位治療に特化したMLCとしては、アイソセンター分解能3 mmのものも存在するが、本装置の目的は、脳に限らず、頭頸部、体幹部まで含めた全身を対象として高精度でかつ効率の良いIMRTを実現することであり、過度に分解能を追求すれば、リーフ厚みが薄くなりすぎてリーフ形状が機械的に安定せず、後述のリーフ漏洩線量特性を確保することが難しくなる。MLCの位置決め精度としては、照準精度と同等の、アイソセンターにおいて $\pm 0.1$  mmを要求した。

半影は空間的なビームの切れのことであり、IEC 60976<sup>12)</sup>の定義によれば、後背部に20 cmの水層を有する10 cm水深で、吸収線量がピークの80 %から20 %に落ち込む距離として規定されている。半影を決定する要素は、X線ターゲット上のビーム・スポット径、コリメータでの散乱特性等であるが、現在、市場で最高の性能を保有している、VARIAN社のCLINAC 21X<sup>13)</sup>と同等の4 mmを要求する。

#### 4. 1. 5 MLCリーフ漏洩線量

MLCはリーフを駆動することにより、短時間に任意の照射野形状をつくることが可能であるが、機械的にスムーズに動くようにリーフ間には僅かながら隙間が設けられており、この隙間からの漏洩線量をリーフ間漏洩線量と呼ぶ。また、MLCリーフ自体からもリーフ厚を透過する漏洩線があり、これらを纏めてMLCリーフ漏洩線量と総称する。従来型の医療用電子リニアックにおいては、通常、MLCは3次コリメータであり、その上に、2次コリメータである2軸の可動ジョー（機種によっては1軸）が設けられており、その治療計画におけるMLCの最大開口形状に合わせて2軸の可動ジョーを絞ることにより、全体としての漏洩線量の低減を図っているが、2次コリメータの開口内では、MLCリーフ漏洩線量が患者への不要被曝を招く。この漏洩線被曝の臨床的な効果は明確ではないが、低レベルではあるが広範囲に渡る健常組織の被曝を招き、肉腫や白血病等の種々の晩発性障害の原因となる可能性がある。現在、最高の性能を保有する、米VARIAN社のMillenium MLC-120は、MLCリーフ漏洩線量が平均値で約1.7%である<sup>14)</sup>。このため、これを凌ぐ性能を目指し、MLCリーフ漏洩線量として平均値で0.5%以下を目標とする。

#### 4. 1. 6 機械的特性

図4.2にO-Ringを含めた主要構造を示す。

3. 2節に述べたように、X線ヘッドはジンバル上に支持され、O-Ringに装備される。X線ヘッドと患者との間に十分な間隔を取ることは、患者への圧迫感や治療時の安全性の点で重要である。また、ノン・コプラナー照射（3. 1. 2項参照）の場合に、患者とX線ヘッドの機械的な接触を避けて、患者の体軸と治療線ビームのなす角度の範囲を広く取るためにも、X線ヘッドと患者との間隔は重要である。一方、この距離を大きくとれば、O-Ringの直径も大きくなり、通常の治療室への設置は困難となる。患者は種々の体形や体位を取るため、X線ヘッドと患者との間隔を表す指標として、X線ヘッド端とアイソセンターの距離を用いている。従来型の医療用電子リニアックでは、X線ヘッドとアイソセンターの間隔は約50 cmとなっており、本装置でも従来型の医療用電子リニアックと同程度の値として、X線ヘッド端とアイソセンターの距離として約50 cm（MLC出口とアイソセンターの距離が50 cm）を採用した。

一方、図4.3に示す通り、通常の治療室の天井高は約3 mである。従来型電子リニアックでは、治療線が遮蔽壁を直撃する場合を考慮して、X線ヘッドの周辺に追加の遮蔽壁を設ける必要があるが、本装置では図4.2に示す通りビーム・ストッパーにより治療線の治療室遮蔽壁への直撃を防止しているため、追加遮蔽は不要である。この場合でも治療室の天井高さは約4 mであるため、O-Ring支持機構の高さを約50 cmとして、O-Ring径は3.3 mとした。O-Ringの機械的成立性の点から、O-Ringの厚みとしては15 cm程度は必須であり、X線ヘッドの高さとしては100 cmが限界となる。

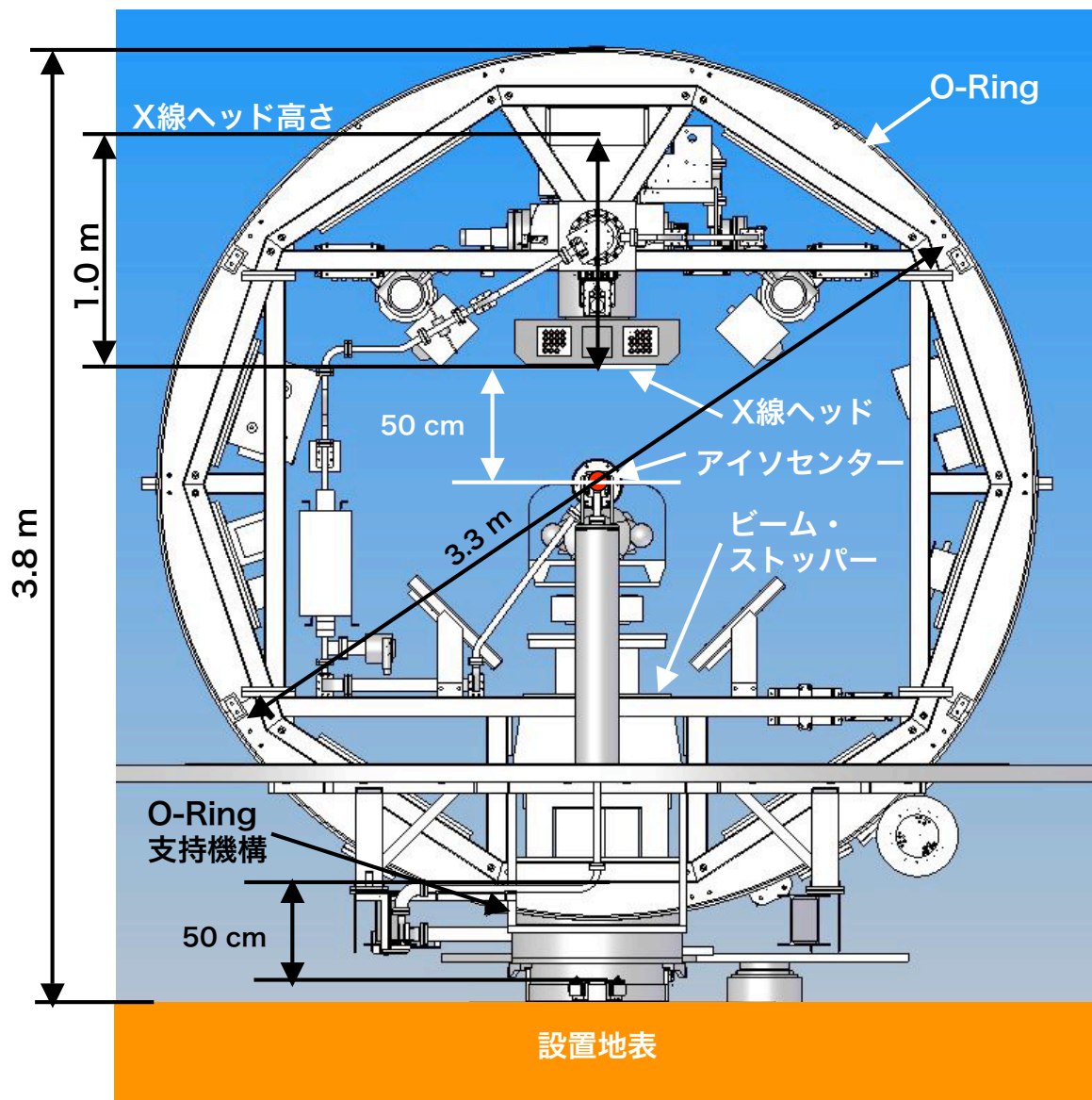


図4. 2 O-Ringを含めたシステムの主要構造

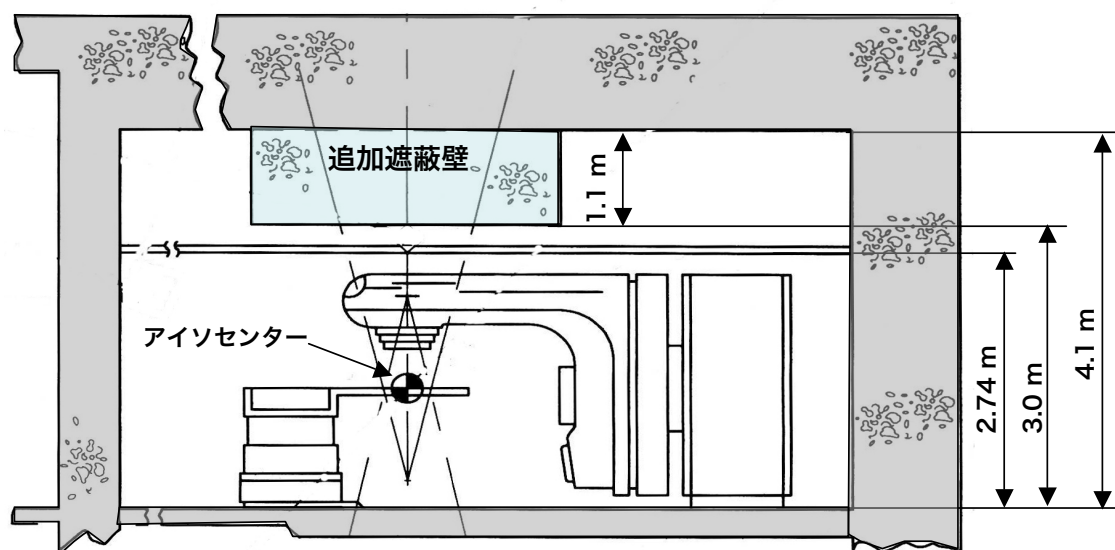


図4. 3 通常の治療室（従来型電子リニアック用）

## 4. 2 電子加速器システムの全体構成

図4.4に電子加速器システムの全体ブロック図を示す。

電子加速器システムは、O-Ring 上に装備されてO-Ringとともに回転する部分及び Skew Tableに装備されてSkew Tableとともに回転する部分と、それ以外の電源、制御を行う盤類から構成されている<sup>15)</sup>。

O-Ring上には、X線ヘッドがジンバル支持されている。X線ヘッドは、加速管、コリメータ類、透過型線量計、MLC等から構成されている。

この他、O-Ring上には、AFC関連で加速管の近傍に装備する必要がある、AFC マイクロ波セクション、AFCアナログ・セクションが装備される。また、電子銃関連で電子銃近傍に装備する必要がある、電子銃駆動用パルス・トランス、電子銃ダミー・ロード、及び透過型線量計からの微弱電荷をパルス列に変換する線量計アンプ（主及び副のアンプ）や、MLC直近でMLC各リーフの制御及び位置モニタを行うMLCドライバ&モニタが装備される。

Skew Table上には、Cバンド・クライストロン及びクライストロン駆動用のパルス・トランス、Cバンド・クライストロンにドライブRFパルスを供給するシグナル・ジェネレータ&パルス・アンプ、及びクライストロン周波数を加速管共振周波数に同調させるためのAFCディジタル・セクションが装備される。また、電子銃用モジュレータ及び電子銃ヒータ電源もSkew Tableに装備される。大型のパルサー電源であるクライストロン・モジュレータは電源盤として機械室に設置され、それ以外のコントローラ類、及び温調水供給装置も機械室に設置される。

## 4. 3 X線ヘッドの構成

図4.5にX線ヘッドの構造図を示す。X線ヘッドは、加速管、X線ターゲット、1次コリメータ、フラットニング・フィルタ、透過型線量計、照準用のレチクル・レーザーやフィールド・ライト、MLCから構成される<sup>15)</sup>。

X線ターゲットは、タングステン板として、EDMULT Code<sup>16)</sup>を用いて最適の厚みを求め、1.45 mmとした。X線ターゲットとアイソセンターの距離は、SAD(Source Axis Distance)と呼ばれ、治療計画時に重要なパラメータである。従来型の医療用電子リニアックの代表的なSADは100 cmであり、旧型の装置では一部80 cmのものもあったが、近年は全ての機種が100 cmを採用している。このため、SADについては、既存の治療計画システムとの整合性を確保するため、本装置でもSAD=100 cmを採用した。4. 1. 6項により、X線ヘッド高さは100 cm以下でアイソセンターからMLC出口までの距離は50 cmであるから、X線ターゲットからMLC出口までの距離は50

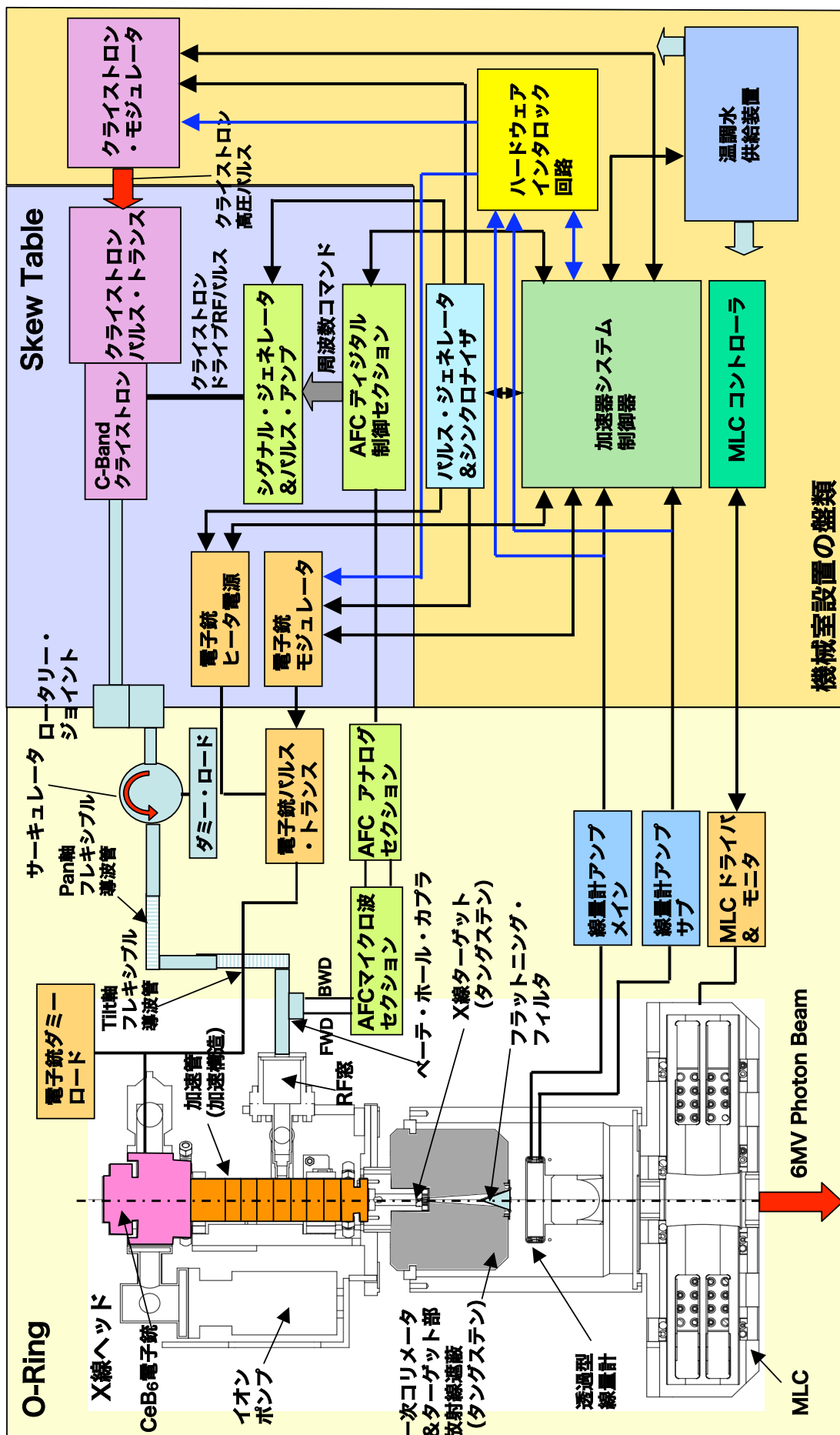


図4. 4 電子加速器システムの全体ブロック図

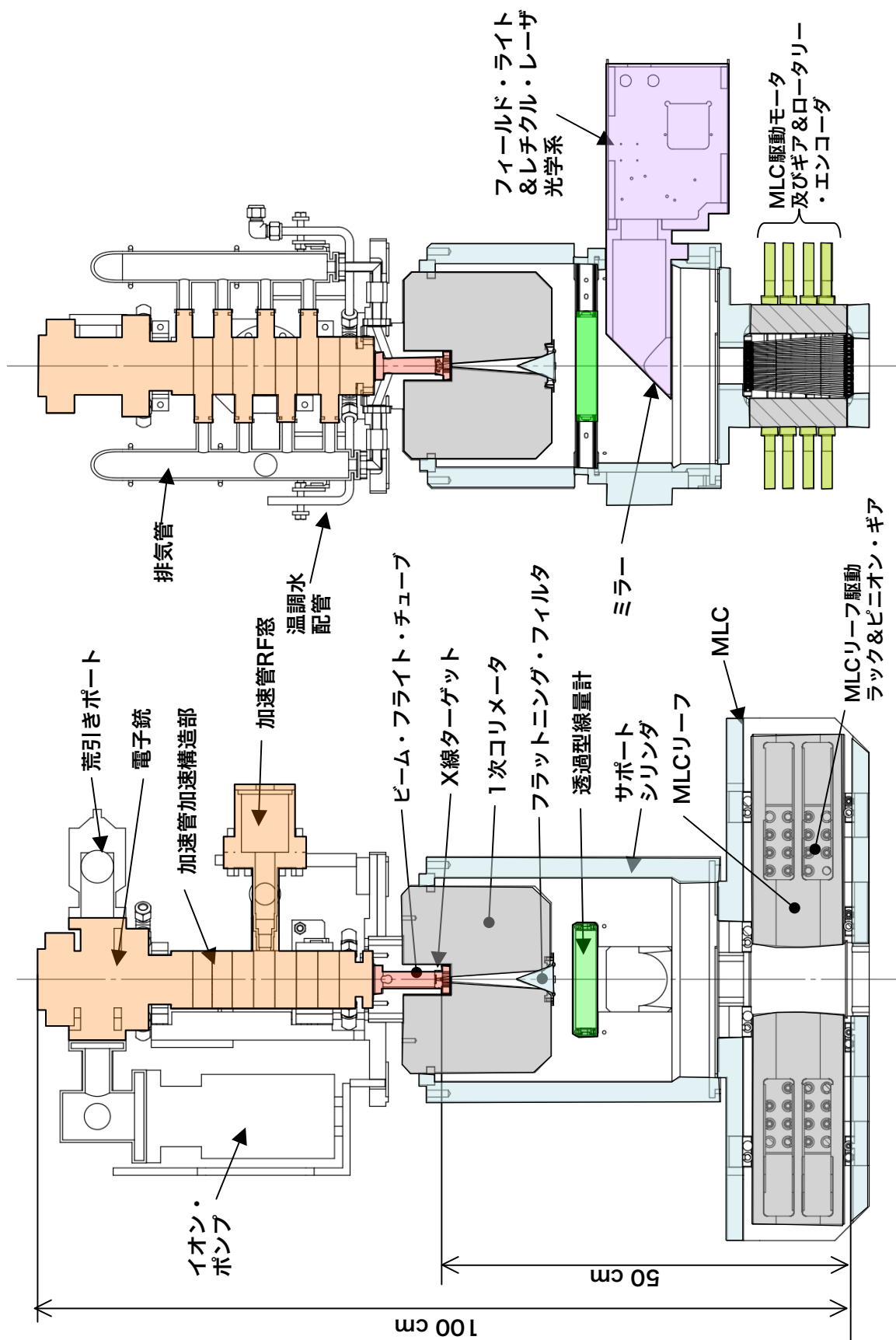


図4. 5 X線ヘッドの構成図



cm となり、X線ターゲットからX線ヘッド後端までの距離も50 cm以下となる。X線ターゲットと加速管の出口の距離は77 mmとし、X線ターゲットは細いビーム・フライト・チューブの末端に取り付けて、1次コリメータ内に挿入するように配置した。従来のインライン型の医療用電子リニアックでは、加速管の出口にそのままX線ターゲットを装着するのが通常であるが、X線ターゲット周辺の放射線シールドを兼ねた1次コリメータが、径の太い加速管を取り囲んだ上で遮蔽に必要な厚み分必要となるため、重量の点で不利である。また、1次コリメータの材質は小型で十分な遮蔽性能を確保するために、比重の大きなタングステンとする必要があるが、タングステンは高価な金属であるため、製造原価の点でも不利になる。これに対して、本装置の設計では、法定の漏洩線量特性を確保しつつ、1次コリメータの重量及び製造原価を必要な最小限度に抑えることができる。

ビーム・フライト・チューブは、中途にセラミック製の絶縁セクションを設けて、先端部をフローティング構造のファラデー・カップ構造とし、ターゲットに入射するビーム電流を、コア・モニタで直接計測することができるようにして、後述のビーム・エネルギー制御に用いる設計とした。

電子銃まで含めた加速管の長さは、 $50\text{ cm}-8\text{ cm}=42\text{ cm}$ 以下とする必要があり、更に電子銃用の高圧配線の配線余裕を考えれば、電子銃まで含めた加速管の長さを38 cm以下とする必要がある。本加速管については、第5章で詳述する<sup>17)</sup>。

1次コリメータの開口は、X線ターゲットを頂点とする角錐とし、本装置の最大の照射野である $15\text{ cm} \times 15\text{ cm}$ を形成するのに必要な開口とした。1次コリメータの終端部には、Al製のフラットニング・フィルタを取り付けている。従来型のマルチ・エネルギーの医療用電子リニアックでは、ビーム・エネルギーに応じてフラットニング・フィルタを変更する必要があるため、1次コリメータ外に、駆動機構を備えた一連のフラットニング・フィルタを装備する必要があるが、本装置の場合、6 MVの光子モードのみであり、フラットニング・フィルタは1種類である。このため、フラットニング・フィルタを1次コリメータ内に装備することが可能であり、またこのように装備することにより、フラットニング・フィルタから発生する2次電子や光子の遮蔽を1次コリメータに兼ねさせることが可能となって、重量の点で有利である。

フラットニング・フィルタの形状は、IEC 60976の規定通り、アイソセンターにおいて10 cmの水深で背後に20 cmの水層がある場合に、 $15\text{ cm} \times 15\text{ cm}$ の最大照射野で平坦な線量分布が得られるように、ビーム輸送計算用のモンテカルロ・シミュレーション計算コードの一種であるMCNPコード<sup>18)</sup>で計算して概略の形状を決め、更に実測によって形状を修正して決定した。

1次コリメータの直後には、投与線量制御のための透過型線量計が配置され、続いてフィールド・ライト及びレティクル投射用のAL蒸着マイラ薄膜のミラーがある。この



薄膜は、治療X線は透過するが、ビーム軸に直交する方向に装備されたフィールド・ライト光及びレティクル用のレーザ光は反射して、治療X線と同軸で投射する。フィールド・ライト用ランプはその輝点から薄膜までの距離が、X線ターゲットから薄膜までの距離と一致するように取り付けしており、光フィールドがX線のフィールドと一致している。

更にX線ヘッドの終端には、2次コリメータとしてMLCを装備しており、従来型の医療用電子リニアックが2次コリメータとして装備しているX、Yの2軸の可動ジョーは備えていない。従来型の医療用電子リニアックでは、X、Y2軸の可動ジョーで照射野を絞り込んだ上で、3次コリメータとしてのMLCで最終的に照射野を形成する。タングステン合金でできたMLCのリーフ厚みは通常、5 cm～6 cm程度であり、同じくタングステン合金の可動ジョーの厚み（約5 cm～6 cm）と併せて、所要の遮蔽減衰量を達成する。このため、MLCだけでは遮蔽減衰率が不足し、可動ジョーで絞り込まれた形状の範囲で、漏洩線量の高い領域（照射野外漏洩）が存在する。これに対して、本装置では、1次コリメータで15 cm x 15 cmに絞り込まれた照射野から2次コリメータとしてのMLCでいきなり照射野を形成する。MLCのリーフ厚みは、11 cmとしてMLCリーフのみで所要の遮蔽減衰量を達成するため、上記の漏洩線量の高い領域は存在しない。IMRTでは、MLCの形状を頻繁に変更して所要の空間線量分布を形成するが、従来型の医療用電子リニアックでは、これに加えて、矩形の被曝領域が存在するのに対して、本装置ではこのような被曝領域が存在せず、晩発性の副作用の防止に有効と思われる、臨床上的メリットは大きいと考えている。また、X線ヘッド内の可動機構がMLCのみとなるため、機構的に簡素で、MLC自体の重量は増えるが、可動ジョー及びその駆動機構が無くなるため、X線ヘッドの全体としての軽量化を図ることが可能である。

## **4. 4 透過型線量計及び線量モニタ回路**

### **4. 4. 1 透過型線量計**

透過型線量計は、図4.6に示すようなメイン及びサブの2段の電極構成の電離箱型の線量計であり、本装置のビーム形状に合わせて、上部で直径40 mm、下部で直径50 mmの高純度のAl製のビーム透過ウィンドウを持った気密型線量計となっていて、線量計内部には乾燥空気が充填されている。

1 段目及び2 段目は独立の電離箱線量計となっており、両者はAlの薄板で電氣的に分離されていて、1 段目をメイン線量計として用い、2 段目をサブ線量計として用いている。各線量計は、ビームの進行方向に対して垂直な、上中下の3枚の導電性のフィルム電極で構成されている。上下の電極はバイアス電源印加用の電極で、400 V～500 Vの直流バイアス電圧が印加されており、透過するX線により乾燥空気が電離されて発生するイオンを中段の線量検出電極に集める。

透過型線量計構造

電極構成

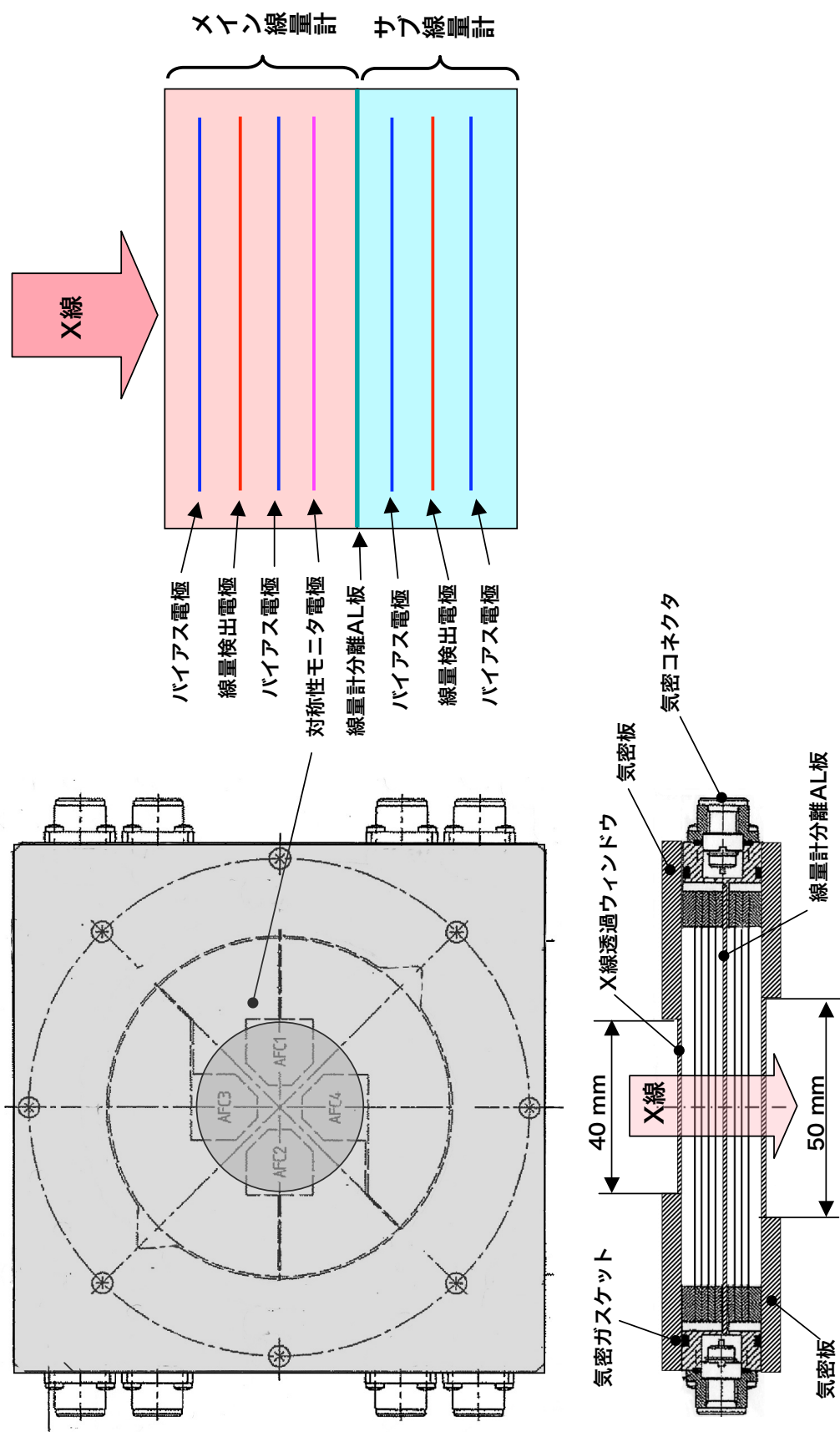


図4. 6 透過型線量計の概要図

バイアス電圧と線量検出電極の出力の関係は、図4.7に示す通りとなっており、上記電圧は、このプラトー領域に対応している。プラトー領域以下では、発生したイオンが線量検出電極に到達する前に再結合して、線量検出電極の出力が低下してかつ不安定になる。また、プラトー領域以上の電圧を印加すると、自発的な放電が始まってやはり不安定になる。

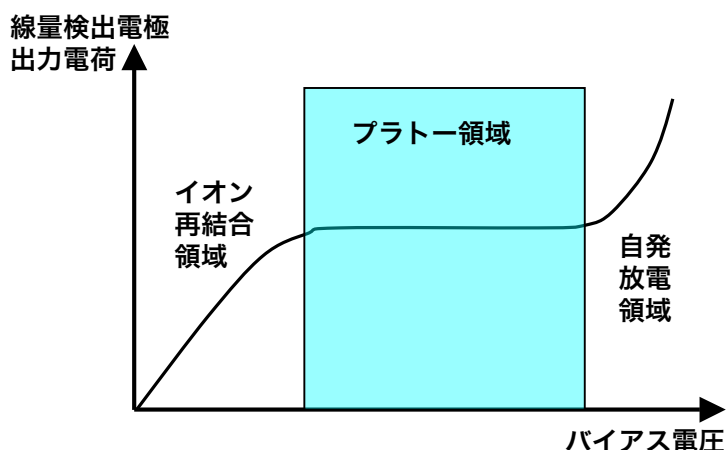


図4. 7 バイアス電圧と線量検出出力の関係

フィルムは、耐放射線性に優れたカプトン（熱硬化性ポリイミド）フィルムを基材とし、両面に数ミクロンの金を蒸着したものであり、主電極の周囲には、漏洩電流防止用のガード電極を配置してこれを接地している。

線量検出電極からの電荷量が、線量計の計測出力となる。本装置のX線パルスの繰り返し周波数は300 Hzが上限であり、1パルス（パルス幅は約3  $\mu$ s）で電離されたイオンは、ごく短時間に線量検出電極に到達して電荷量として出力され、次のX線パルスが到達するまでに線量計測は完了する。メイン線量計の出口付近には、軸対称に4枚の電極が配置された電極が追加され、X線照射野の対称性がモニタできるようになっている。

透過型線量計では、バイアス電極と線量検出電極の間に挟まれた乾燥空気の電離電荷を計測対象とするため、各電極が固定されていて電極間隔が変化しないとすれば、計測出力はこの電極間に挟まれた空間の乾燥空気のモル密度に比例する。即ち、透過型線量計の測定精度は、内部の乾燥空気のモル密度に依存している。開放型線量計の場合には、雰囲気温度及び気圧に依存するが、気密型線量計の場合にも、周囲の大気圧や温度により、線量計の外圧と内圧の圧力差が生じて、剛性の低いX線透過ウィンドウが変形して、線量計内部の乾燥空気のモル密度が変化するし、また、ガスケット部やコネクタ部からのリークによってもモル密度が変化する。本線量計について、外部大気圧を減圧して変化させた時の線量計出力の特性変化を図4.8に示す。

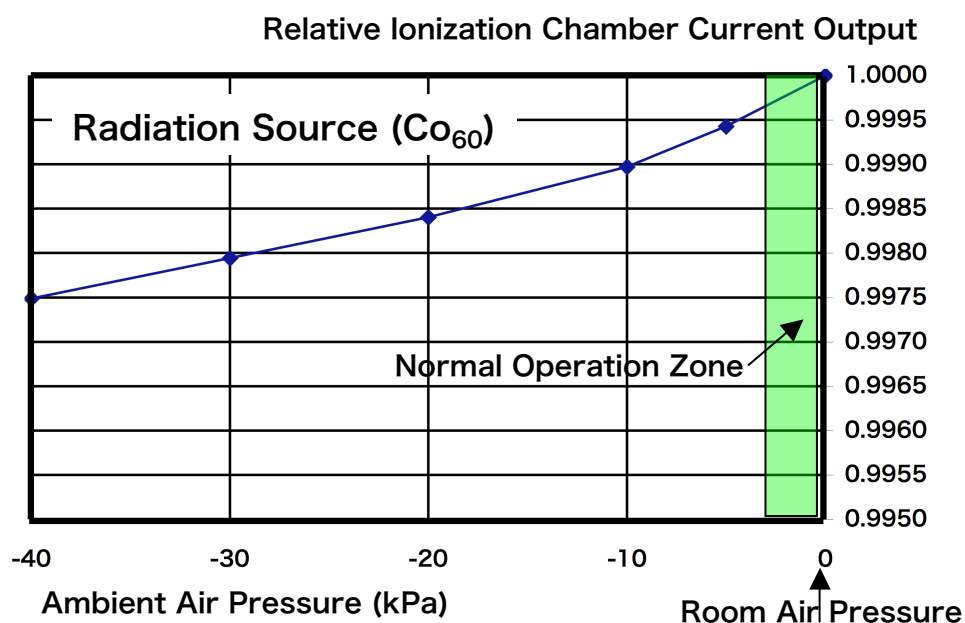


図4. 8 透過型線量計の外部大気圧依存性

-10 kPa (-100 hPa)までの線量計出力の変化は、 $1 \times 10^{-3} \%$ /1hPaであり、通常の運用の範囲が、設置場所の標準的な大気圧を中心として $\pm 30$  hPa、通常の室温の $\pm 5^\circ\text{C}$ とすれば、これはこの運用範囲内で、最大 $\pm 0.05 \%$ に相当し、実用上十分な外部気圧安定性及び温度安定性を達成できているが、高精度の線量投与を目標とすれば、空調装置により治療室内の温度を一定に保つとともに、台風等の極端な気象条件下での運用は避けるべきである。

#### 4. 4. 2 線量計モニタ回路

図4.9に、線量計のモニタ回路の構成を示す。透過型線量計にはメイン、サブ、対称性モニタの計6個の線量検出電極があるが、これに対応して、図4.9に示す6個の互いに独立した線量検出回路を備えている。

それぞれの線量検出回路は、図4.10に示す通り、高入力インピーダンスの積分アンプ及びVFC(Voltage Frequency Converter)から構成されている。透過型線量計の線量検出電極から出力される電離電荷を、積分アンプの負帰還回路にあるキャパシタに充電し、これを時定数 0.85 msで放電しつつ、放電電流に応じた電圧を出力する。これをV/F(Voltage Frequency)変換器で更にパルス数に変換して、線量モニタ回路に入力する。これにより、キャパシタ充電電荷に比例したパルス数のパルス出力が得られる。

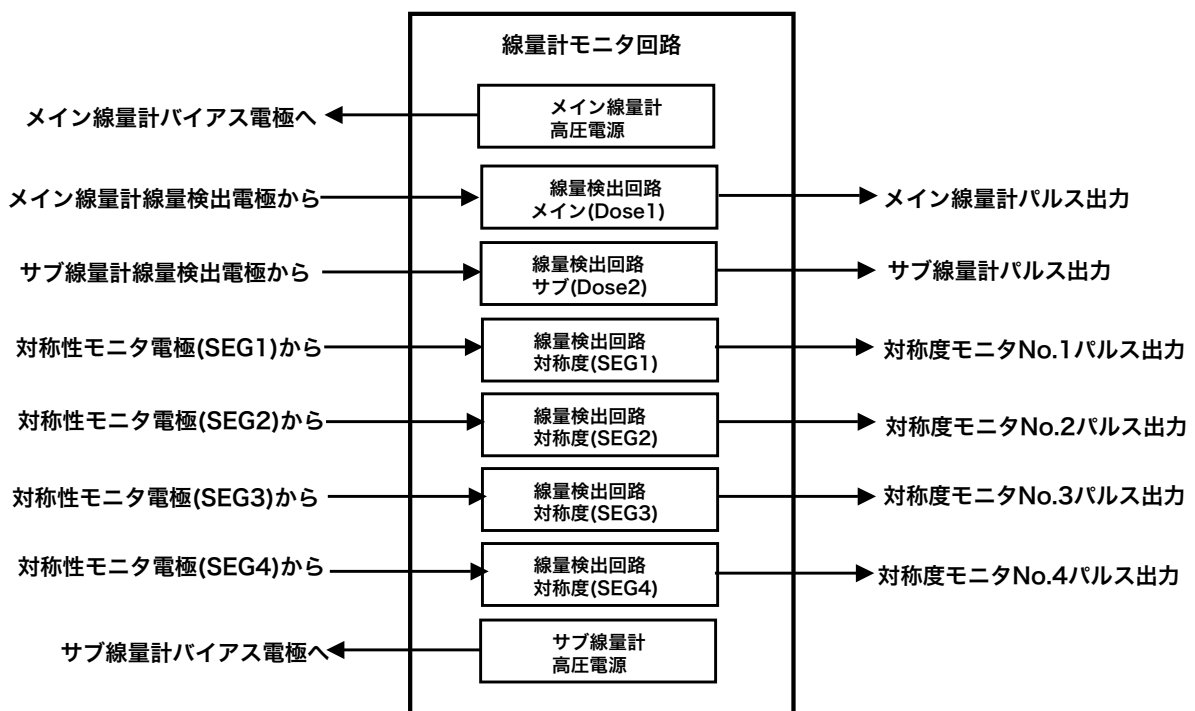


図4. 9 線量計モニタ回路構成図

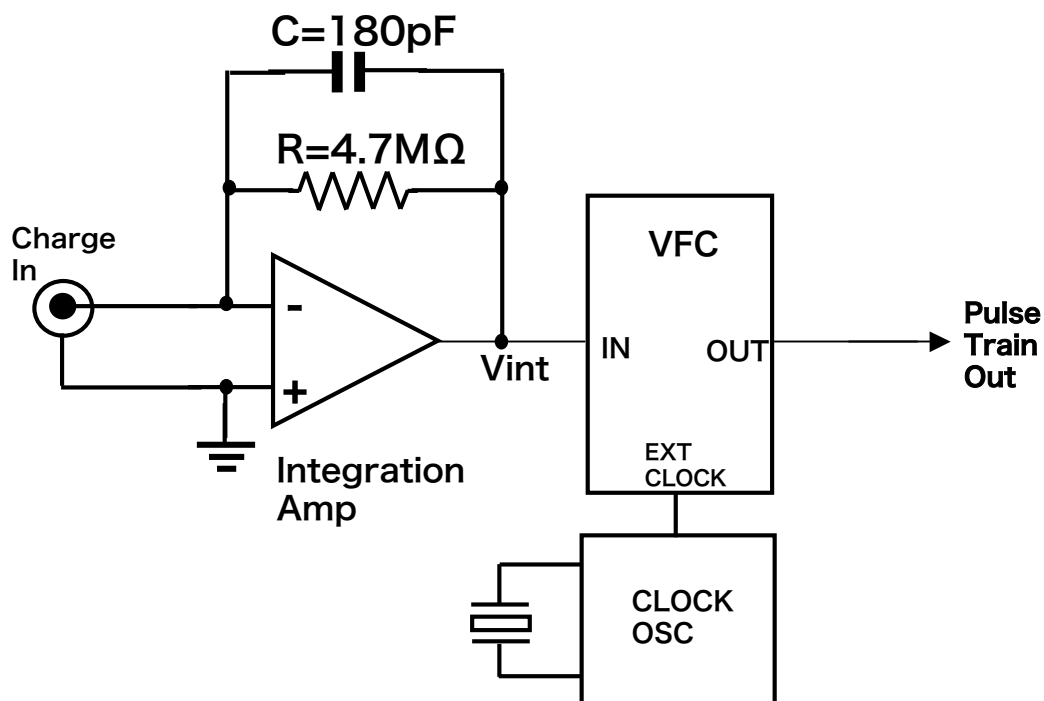


図4. 10 積分Amp及びVFC回路概要

線量検出回路の、積分アンプ出力の波形を図4.11に示す。VFCは、電圧入力で内部の積分回路の反転を繰り返して、クロック回路からの出力を基準に、その時々電圧に応じた周波数のパルスが発生するため、積分アンプ出力波形の積分値に応じた数のパルスが発生することになる。

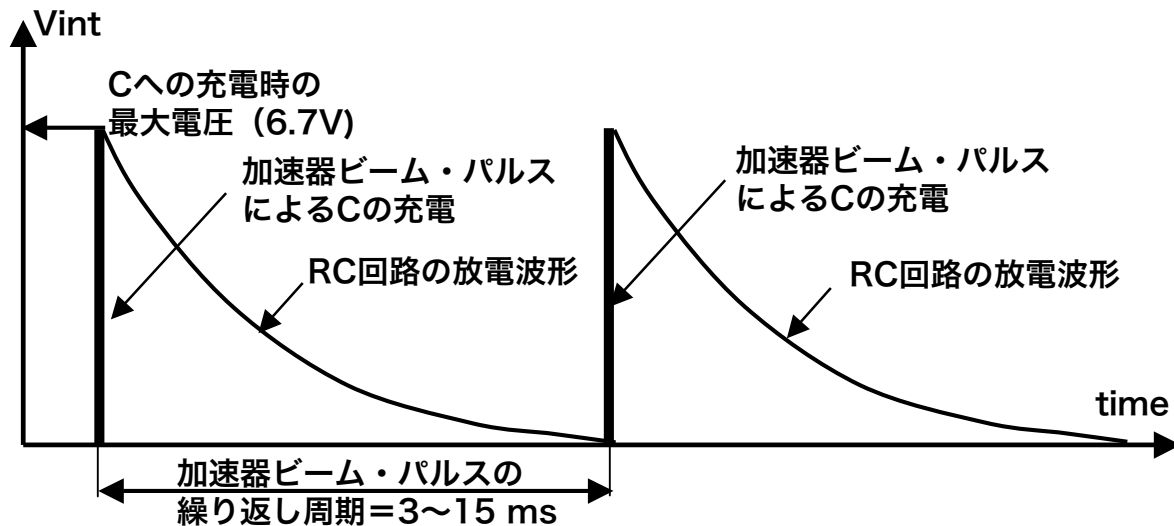


図4. 1 1 積分アンプの出力波形

積分アンプの出力の積分値( $V_{int}$ )は、下式4.1に示す通りとなる。ここで、 $Q$ は加速器の1パルス毎に線量計で発生する電荷であり、 $C$ は充電キャパシタの容量、 $R$ は放電用抵抗の抵抗値である。下式に示す通り積分値は $C$ に依らず、 $R$ のみに依存している。このため、高い安定性と精度を実現するため、 $R$ としては、特に、温度係数が50 ppm/°Cと小さなものを使用している。充電キャパシタについては、特に精度の要求は無いが、キャパシタ内部のリーク電流は、計測精度劣化の原因となるため、リーク量の少ないフィルム・コンデンサで耐圧の高いものを選定して、リーク電流を抑制している。

$$V_{int} = \frac{Q}{C} \int_0^{\infty} e^{-\frac{1}{CR}t} dt = RQ \quad (4.1)$$

積分アンプのキャパシタ $C$ の値は、加速器の1発のパルスにより線量計に発生する電荷量と積分アンプのダイナミック・レンジから決定した。加速器の1パルス当りで線量計に発生する電荷は、実測値で約1.2 nCであり、積分アンプのOPアンプのダイナミック・レンジは、±15 V電源で駆動した場合、±10 V程度であるから、キャパシタ $C$ の値としては、180 pFを選択した。これにより、図4.10で充電時の最大電圧レベルは6.7 Vとなる。

透過型線量計は、処方線量を目標に確実に投与するための基本的なセンサであり、この故障は、患者にとって過大照射や過少照射等の重大医療事故につながる。このため、メイン線量計とサブ線量計は、バイアス電源及び積分回路も全く独立とし、完全な冗長系を構成するとともに、線量モニタ回路では、メイン線量計とサブ線量計の線量計出力値の差を常にモニタして、一定以上の線量差が検出された場合には、線量計故障としてインタロックを動作させ、直ちに治療ビームをオフにする。

透過型線量計の読み値は、MU(Monitor Unit)と呼ばれ、MU値と実際の吸収線量との関係は機種はもちろんのこと、装置毎に異なる。IEC 60976 に指定された基準校正水槽の10 cm水深に設置された基準線量計の測定値とMU値は、線量校正係数で関係づけられており、この線量校正係数は、当該の治療装置の固有の値として治療計画システムに入力され、治療計画システムからの処方線量は、透過型線量計のMU値で与えられる。

投与線量の制御は、術者が治療ビームをオンとした後、主線量計が処方線量を超えた時点でビームをオフにすることによって行っている。治療線の線量は、パルス1発当りの線量で量子化されており、「処方線量を越えた」と判定した場合、最大、ビーム・パルス1発当りの線量(0.03 MU)が過剰となり、平均として0.015 MUが過剰となる。

この線量制御機能が働かなかった場合に、サブ線量計は、処方線量+2 MUを超えた時点でビームをオフとする制御を行い、バックアップの線量制御機能を持たせている。また、主線量計の出力を0.1秒毎にモニタして線量率を求め、これを制御入力として、線量率が一定となるようにパルス繰り返し周波数をフィードバック制御している。更に多重で過照射を防止する機能として、処方線量を線量率で除算して照射時間を求め、これに若干のマージンを加えた値に達した場合にも自動的にビームをオフとする機能を持っている。1発のパルスあたりの線量もモニタしており、上下限值を設けて異常検出を行って、異常発生の際には、自動的にビームをオフとしている。これらの、ビーム・オフや加速器停止の制御は、通常の運転の場合はソフトウェア制御で行うが、異常検出時のインタロック停止の場合には、追加でリレー等のハードウェア回路でも加速器を停止し、加速器停止制御についても冗長性を持たせて安全性を確保している。

## 4. 5 導波管系

導波管系は、クライストロンから加速管RF窓までを接続し、加速管に加速マイクロ波を給電する。図4.12にこれら構成品の配置を示す。

クライストロンは、Skew Tableの下部に装備されており、これから、RFマストまでは矩形導波管で導かれる。



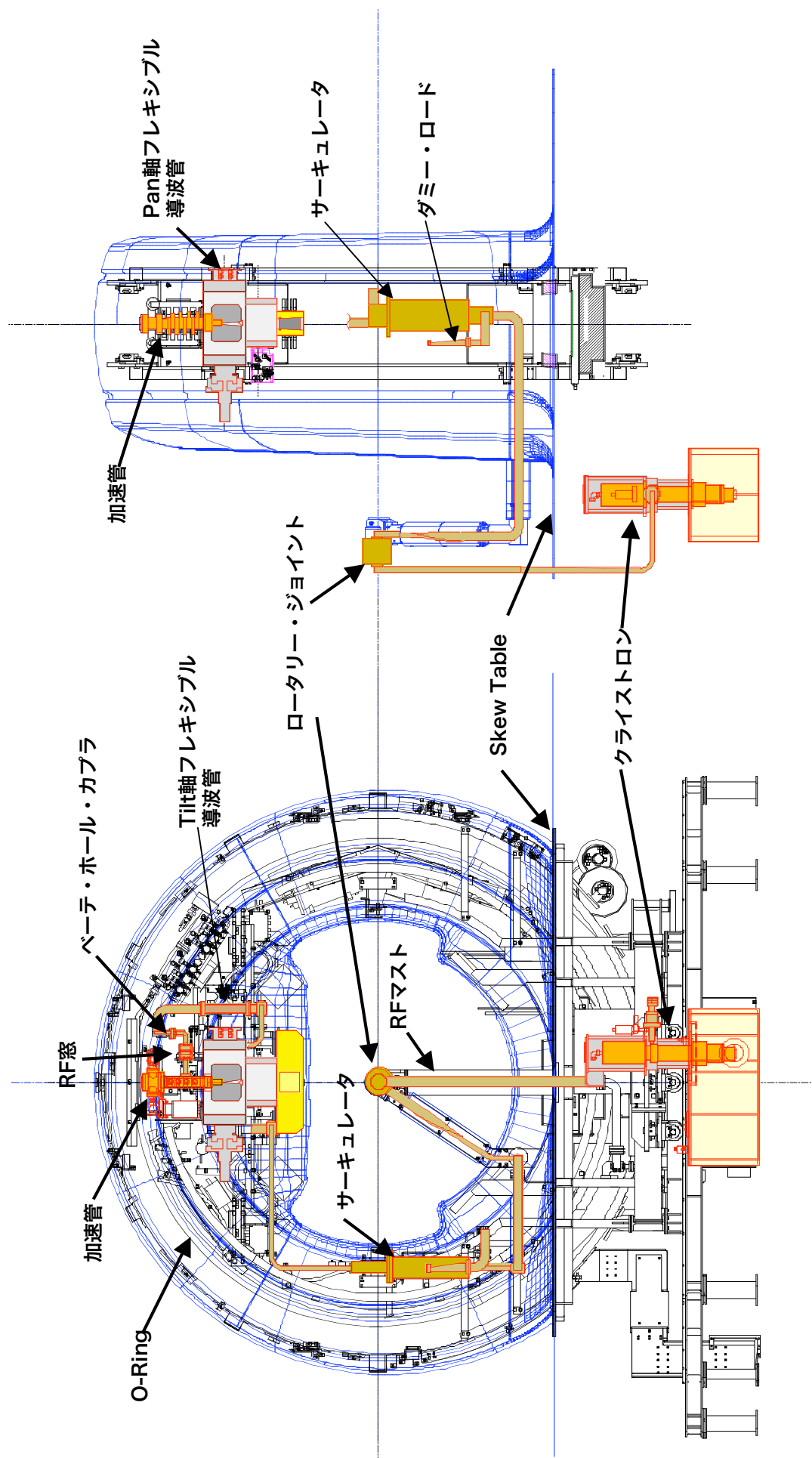


図4. 12 導波管系の構成図

RFマスト上部にはロータリー・ジョイントが装備されており、これを介して回転するO-Ring上にマイクロ波が供給される。矩形導波管内はTE<sub>10</sub>モードで伝送されるが、ロータリー・ジョイント内ではモード変換されて円筒空洞内の軸対称な基本モードであるTM<sub>01</sub>モードで伝送され、ロータリー・ジョイント出口でTE<sub>10</sub>モードに再度モード変換される。

O-Ring上には、サーキュレータが設けられており、ここで加速管からの反射波をダミー・ロードに吸収させる。

4. 3節で述べたように、加速管はジンバル上にあり、ジンバルはPan及びTilt軸上で、約 $\pm 2.5^\circ$ 回転する。このため、2本の矩形フレキシブル導波管を用い、これらの中心がそれぞれ、Pan及びTilt軸を通るように配置して、Pan及びTiltの回転を吸収している。

加速管RF窓の直前には、結合量-60 dBの方向性結合器（ベータ・ホール・カプラ）を設けており、後述のAFC制御のために、加速管への入力波及び加速管からの反射波のサンプルをとっている。

ロータリー・ジョイントの伝送ロスを図4.13に示す。理論的には、軸対称なTM<sub>0,1</sub>モードでロータリー・ジョイント内を伝送しているが、回転角度によりその挿入損失が最大0.03 dB程度変化する。また、フレキシブル導波管についても、図4.14に示すように、曲げ角度によって挿入損失が、最大0.005 dB程度変化する。導波管系全体のロスは、約1.7 dBであるが、O-Ringの回転角、Pan及びTilt軸の曲げ角により、0.04 dB程度挿入損失の変動がある。

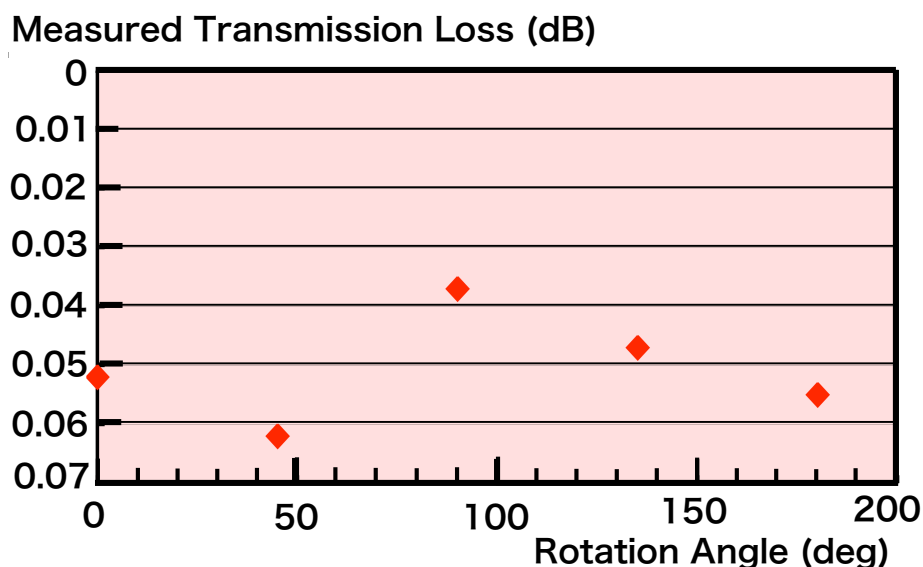


図4. 13 ロータリー・ジョイントの挿入損失  
回転角度依存特性（測定値）

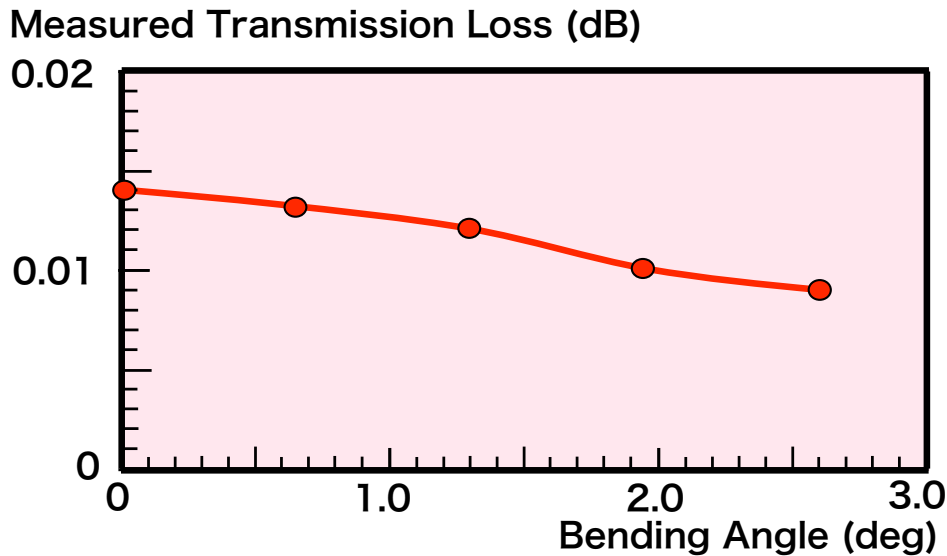


図4. 1 4 フレキシブル導波管の挿入損失  
曲げ角度依存特性（測定値）

導波管全体は、放電防止のために、SF<sub>6</sub>ガスでゲージ圧で1.5 atmまで加圧している。SF<sub>6</sub>は高圧ボンベからレギュレータを経由して導波管内に導入している。

#### 4. 6 クライストロン・RFドライバ

本電子加速器では、加速用マイクロ波の発生のために、Cバンドのクライストロンを使用している。このため、クライストロン駆動用のRF源信号が必要であり、デジタル制御の半導体方式のクライストロン・RFドライバを使用している。原発振の部分は、クリスタルを原信号としたPLL(Phase Locked Loop)方式のシンセサイザであり、発振周波数は20 kHzの分解能で、外部から制御可能である。6章で詳述するAFCと組み合わせることで加速管の共振周波数に対する追従制御を行うため、長期的な周波数安定度は余り問題とはならない。後述の通り、AFCは、加速パルス毎に加速管の共振周波数とのずれを計測して、クライストロン・ドライバの周波数を追従制御する方式であるため、周波数の変更コマンドの後、次の加速パルスまでにPLLがロックしている必要がある。本クライストロン・ドライバの場合、PLLのセtring・タイムは、周波数コマンドの変化の量に依存しており、1最小分解能(=20 kHz)の変化の場合は1 msであって、300 Hzのパルス繰り返し周波数に対して十分な余裕がある。原発振の後段にて、ピン・ダイオード・スイッチによりパルス成形を行い、D級増幅のFETアンプで、200 Wまで増幅している。なお、クライストロンの飽和領域での運転のためには、クライストロン側のドライブ端子において150 Wの電力が必要なため、ケーブル損失も考慮して、クライストロン・RFドライバは、クライストロンの直近に配置している。

## 4. 7 クライストロン

本電子加速器では、加速用マイクロ波源として、Cバンド(中心周波数5712 MHz)のパルス・クライストロン（東芝製E7337A 図4.15）を使用している。

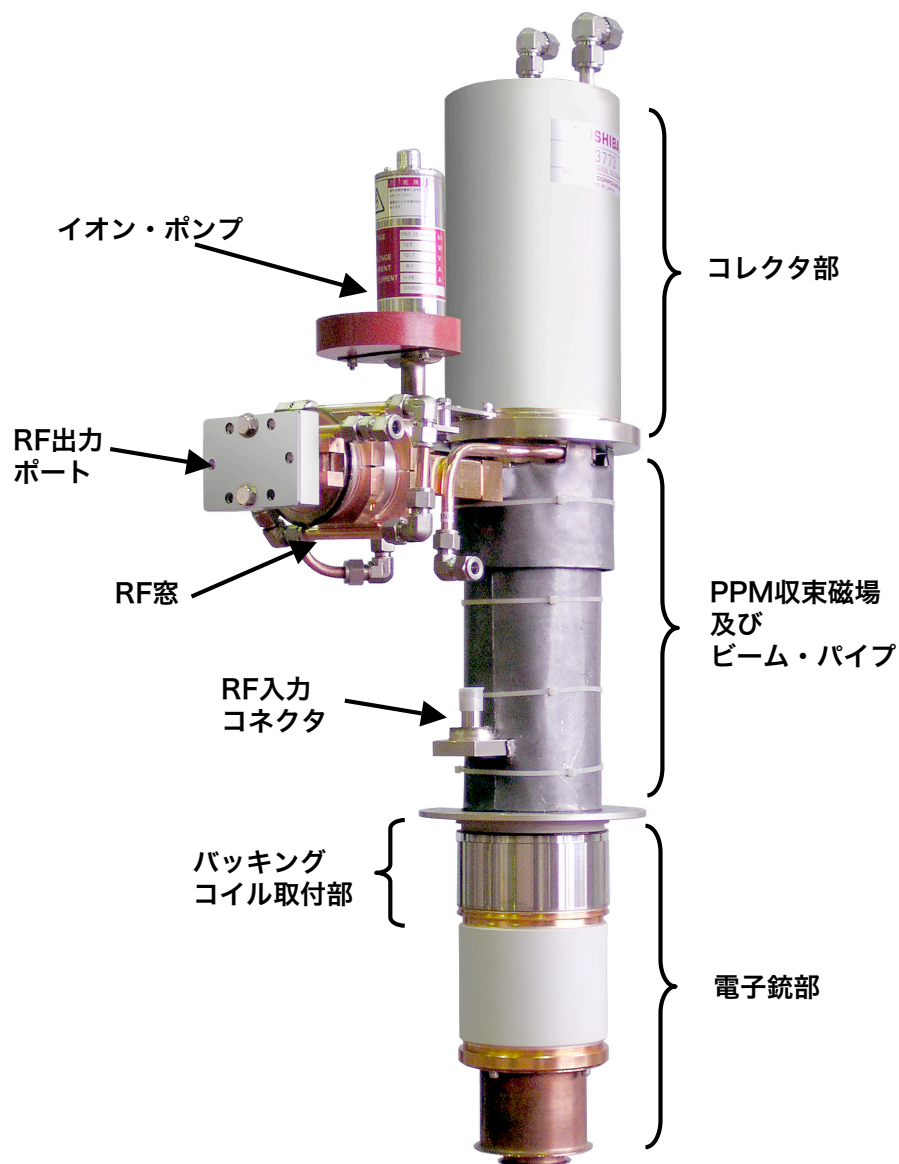


図4. 15 Cバンド クライストロン（東芝製 E3773A）

このクライストロンは、電子ビーム収束磁場として、図4.16に示す通り、従来のソレノイド・コイルに換えて、ネオジウム・マグネットと軟鉄製のポール・ピースを交互に重ねたPPM (Periodic Permanent Magnet)型の収束磁場を装備している。

このため、収束磁場まで含めたクライストロン重量は、従来のソレノイド・コイル型の460 kg（クライストロン本体=約60 kg、ソレノイド・コイル=約400 kg）から大幅に軽量化され、80 kgとなっており、Skew TableとともにO-Ringを回転させて、ノン・コプラナーの照射が可能となっている。

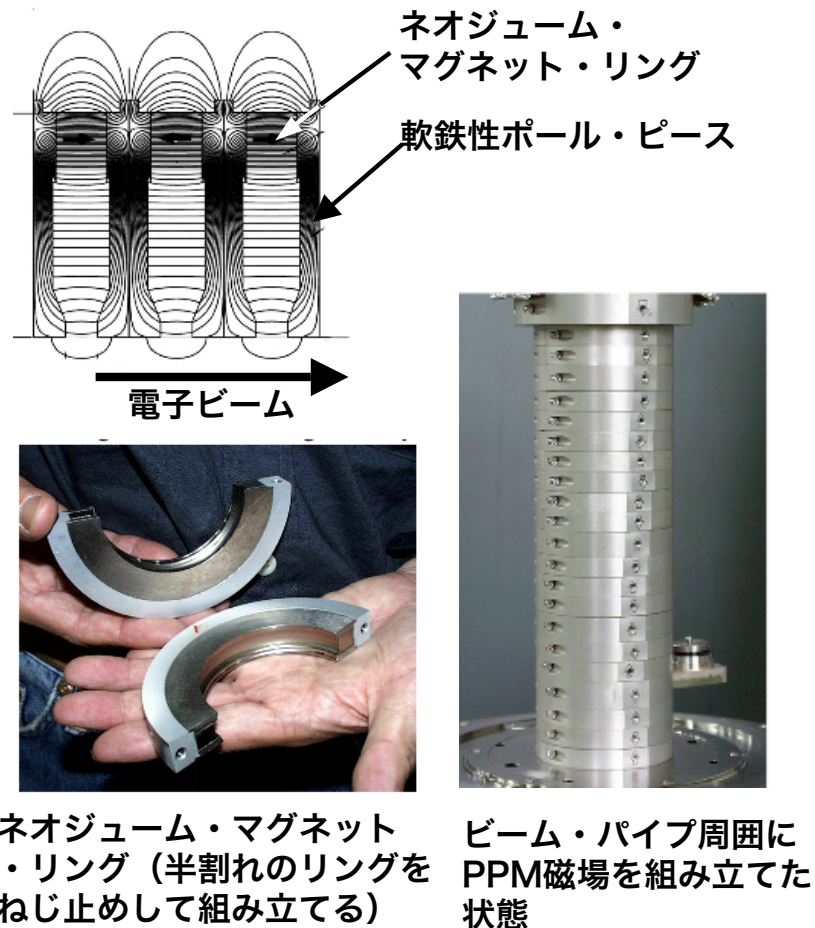


図4. 16 クライストロン PPM収束磁場の説明図

## 4. 8 クライストロン・モジュレータ

図4.17に、本電子加速器システムのクライストロン・モジュレータ回路のブロック図を示す。クライストロン・モジュレータは、Skew Table下に装備されたクライストロン・タンクと、ラックに組み立てられたパルス電源盤から構成されており、パルス電源盤から、クライストロン・タンク内のパルス・トランスへは、50  $\Omega$  の高圧同軸ケーブルを5本並列接続した特性インピーダンス10  $\Omega$  の給電ケーブルで高圧パルス进行供給している。クライストロン・モジュレータの回路構成は、ライン・タイプのパルサーであり、並列接続されたキャパシタとこれに直列に接続されたインダクタの分布定数回路 PFN (Pulse Forming Network) で、平坦部5  $\mu$ sのパルス进行成形している。

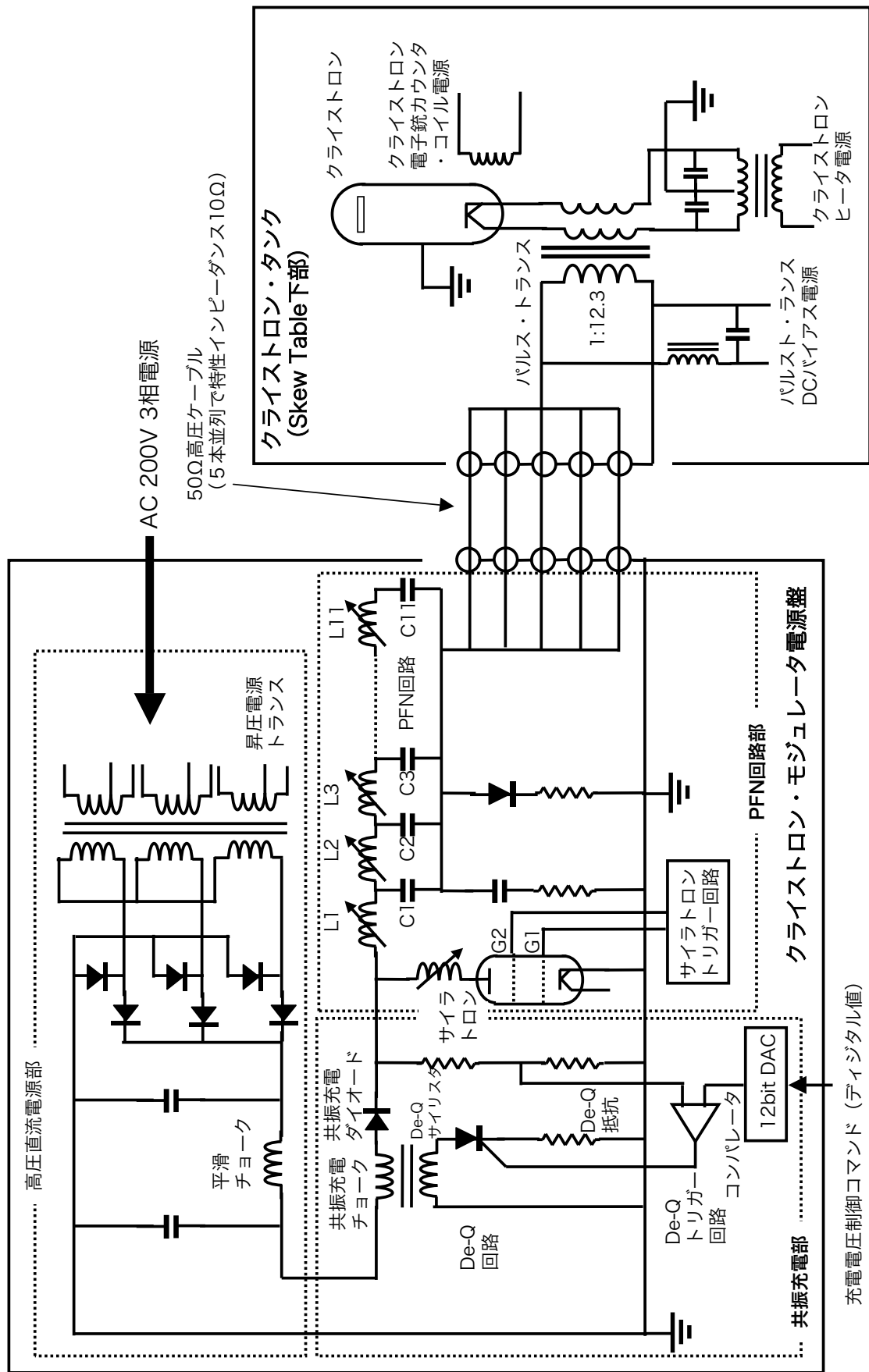


図4. 17クライストロン・モジュレータ回路 ブロック図

スイッチング素子としては、IGBT(Insulated Gate Bipolar Transistor)等の最近のパワー半導体素子ではなく、クライストロン・モジュレータ用のスイッチング素子として長い歴史を持つサイラトロンを採用した。サイラトロンの選定においては、経験上、特にスイッチング電圧と平均電流に余裕を持った素子を採用する必要があるが、スイッチング電圧 (10 kV)及び平均電流(1.5 A)に対して、適切な余裕のある英EEV社製CX1528 (スイッチング電圧35 kV、平均電流5 A)を採用した。このサイラトロンは、2つのグリッド電極を持ったテトロード管であり、サイラトロンのトリガー入力が入ると、まずカソードに近いグリッド1をトリガーしてカソード上に放電の種となるプラズマを発生させておき、その後、約 $0.5\mu\text{s}$ 後にアノードに近いグリッド2をトリガーしてスイッチングを行う。これにより、サイラトロンの安定動作と長寿命化が図られるが、実際のクライストロンからのマイクロ波出力はその分遅れるため、システムのタイミング制御を行う際にこれを補正する必要がある。

充電回路としては、長年の実績のある共振充電方式を採用した。整流素子としては、徹底した原価低減のため、通常のダイオードを使用している。共振充電回路に充電電流を供給する高圧電源は、昇圧トランスと、チョーク・コイル及び平滑キャパシタの $\pi$ 型平滑回路から構成される単純な直流電源として信頼性を確保するとともに、徹底した原価低減を図った。充電電圧を精密に制御するため、チャージング・チョークの2次巻線を用いてDe-Q回路を備えた。De-Q回路は、サイリスタでチャージング・チョークの2次側を短絡する。サイリスタは、12 bitのDAC(Digital Analog Converter)の基準出力をコンパレータで比較して、トリガーすることにより、充電電圧をパルス電源盤コントローラから制御可能な回路構成とした。Skew Table下部のクライストロン・タンク内には絶縁油のオイル・バス中にパルス・トランスを装備している。パルス・トランスの昇圧比は1:12.3であり、PFNの充電電圧は約22 kV、パルス・トランスとPFN回路はインピーダンス整合がとれており、パルス・トランスの1次側の電圧はこの半分の11kVで、電流は1000 Aである。

最近の科学研究用電子リニアックのクライストロン・モジュレータとしては、充電回路に小型・軽量のインバータ電源が採用されることが多いが、本電子加速器システムのように、パルス繰り返し周波数が高い場合、インバータ電源は不向きである。インバータ電源は、外部電源を整流して直流とし、これをIGBT等の大電流の半導体スイッチング素子でスイッチングして、パケット状の電流で高圧パルス・トランスの1次側を駆動する。高圧パルス・トランスの2次側には整流回路があり、1スイッチング毎に電源出力として、1パケット分の電荷を出力する。この電荷は、PFNのキャパシタに充電されキャパシタの電圧が上昇する。図4.18に示すように、電圧の上昇は時間とともに直線的であり、最初は電力の消費はごく僅かであるが、電圧の上昇に伴って、比例的に電力が消費される。インバータ電源の制御回路は、PFN電圧をモニタしており、規定の充電電圧を超えた時点でスイッチングが停止され、充電を完了する。1パケットで出力される電荷を $\Delta Q$ とすれば、1パケット毎のPFNキャパシタの電圧上昇は、



$\Delta V_{PFN} = \Delta Q / C_{PFN}$ で表され、その増分は連続的ではなく量子化されている。充電電圧は、最後の1パケットが充電されるかどうかの不確定性を持ち、この点で充電電圧は、 $\Delta V_{PFN}$ の量子化誤差を持ってばらつく。パルス繰り返し周波数として300 Hzを想定すると、サイラトロンのスイッチング時間やその後のトランジェントの整定時間も含めて、充電時間は3 ms以下とすべきである。一方、本電子加速器では、後述の通り、クライストロン出力で $\pm 0.8\%$ 以下、クライストロン電圧で $\pm 0.32\%$ 以下の制御性及び安定度を要求しているため、充電電圧の分解能( $\Delta V_{PFN}$ )としても0.16 %以下とする必要がある。この場合、スイッチング周波数として200 KHzが必要となり、大電力のインバータ電源の回路として実現性に乏しい。

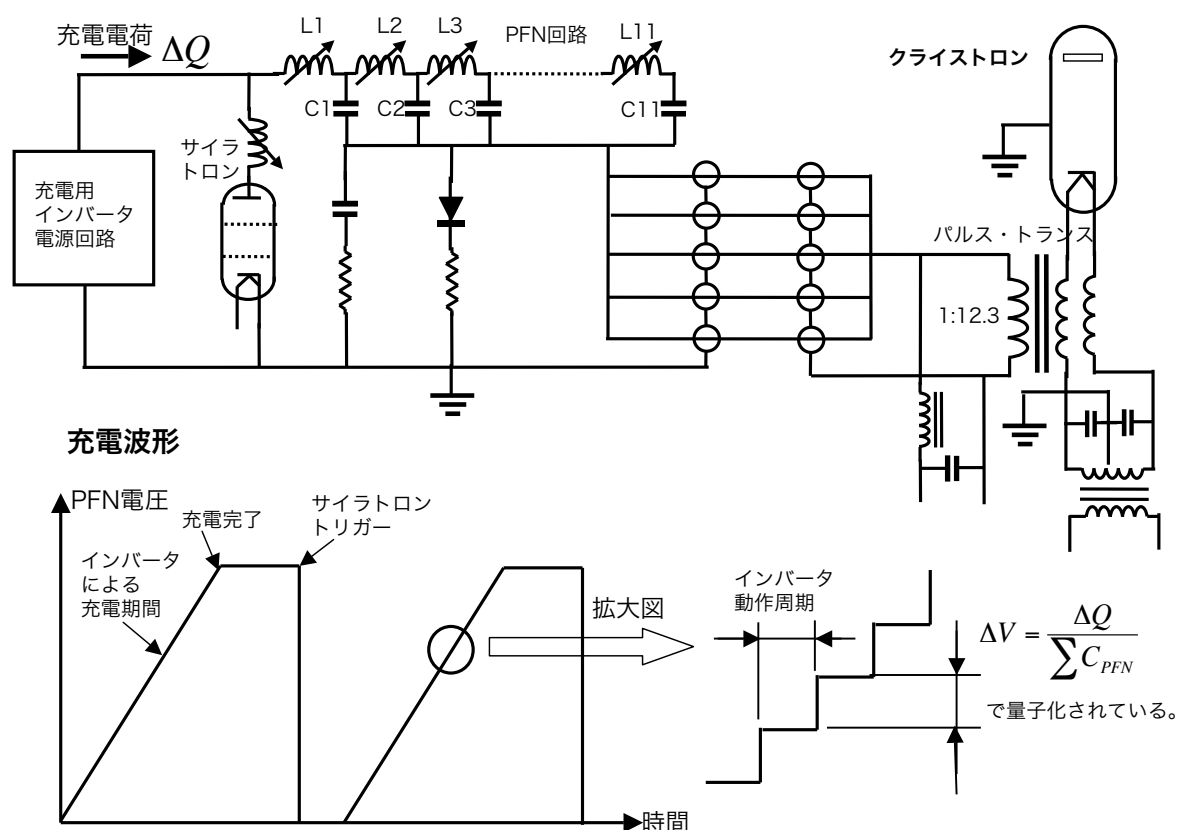


図4. 18 インバータ充電回路の例

PFN回路のスイッチング素子についても、最近の科学研究用電子リニアックのクライストロン・モジュレータでは電子管であるサイラトロンを使用せず、サイリスタやIGBT等の半導体スイッチング素子が使用される場合があるが、これらの半導体素子は耐電圧が低く、多数の素子を直列に接続して運転する必要があり、複雑なトリガー回路や多数の素子を同時にターン・オンさせるためのスナバー回路等が必要となり、パルス幅が長く、またパルス繰り返し周波数が高く、平均電流の大きな用途でも無い限り、殆ど利点は無いと考えている。

## 4. 9 電子銃高圧パルス電源

従来の医療用電子リニアックでは、クライストロンやマグネトロン用の高圧パルス・トランスに電子銃用の巻線を加えて、電子銃に高圧電源を供給するのが通常である。このようにすることにより、数十Aから数百Aの大電流が流れるクライストロンやマグネトロンが負荷となって、特別な専用のダミー・ロードを使用することなく、容量性の負荷である電子銃をマイクロ秒オーダのパルスでドライブすることが可能であるが、本電子加速器システムでは、加速用マイクロ波源であるクライストロンやマグネトロンが、加速管電子銃と距離的に離れた位置に装備されているため、独立した電子銃高圧パルス電源を持たせている。

電子銃用高圧パルス電源も、クライストロン・モジュレータと同様、パルス・トランス・タンク部と充電制御部の2つに分かれ、パルス・トランス・タンク部はO-Ring上に装備し、充電制御部はSkew Tableの下部に装備している。回路面では、クライストロン・モジュレータと同様のライン・タイプのパルサーであり、図4.19に示す通り、PFNをサイリスタでスイッチングし、高圧パルス・トランスで25 kVまで昇圧している。一方、クライストロン・モジュレータとは異なり、電圧分解能として電子銃電圧の1/250 (0.1 kV)で良いため、小型・軽量化を狙ってインバータ電源で充電しており、電圧制御はインバータ電源の充電停止電圧の制御で行う。

電子銃の通常運転状態では、電子銃電圧25 kVに対して電子ビーム電流は180 mAであり、直流的な抵抗は約140 k $\Omega$ になり、電子銃本体の浮遊容量及び高圧パルス電源から電子銃までの高圧配線の浮遊容量のため、容量性の高い負荷である。このため、パルス・トランスのインダクタンス成分と容量性の負荷の共振現象が発生して電子銃高圧の波形が乱れる。これを回避するため、電子銃とは並列に10 k $\Omega$ の無誘導性のダミー抵抗を入れている。このダミー抵抗は、約- 0.15 %/ degと負の温度係数を持っており、加速器の運転とともに温度が上昇して抵抗値が低下する。電子銃高圧電源は、インピーダンスの高い電源であるため、ダミー抵抗の抵抗値が変動すると負荷変動となって負荷が重くなって電子銃電圧が低下する。このため、ダミー抵抗をファンで強制空冷するとともに、後述の電子銃電圧の一定化制御により、充電電圧を制御している。

## 4. 10 全体の制御システム

本装置全体の制御系の構成を図4.20に示す。システム制御の中核はシステム・コントローラであり、これを中心として多数のサブコントローラがEthernet若しくはFL-netで接続されたマルチ・プロセッサ、マルチ・ネット方式の制御系としている。これに加えて、リレー等のハードウェア回路のインタロック系を備えている。

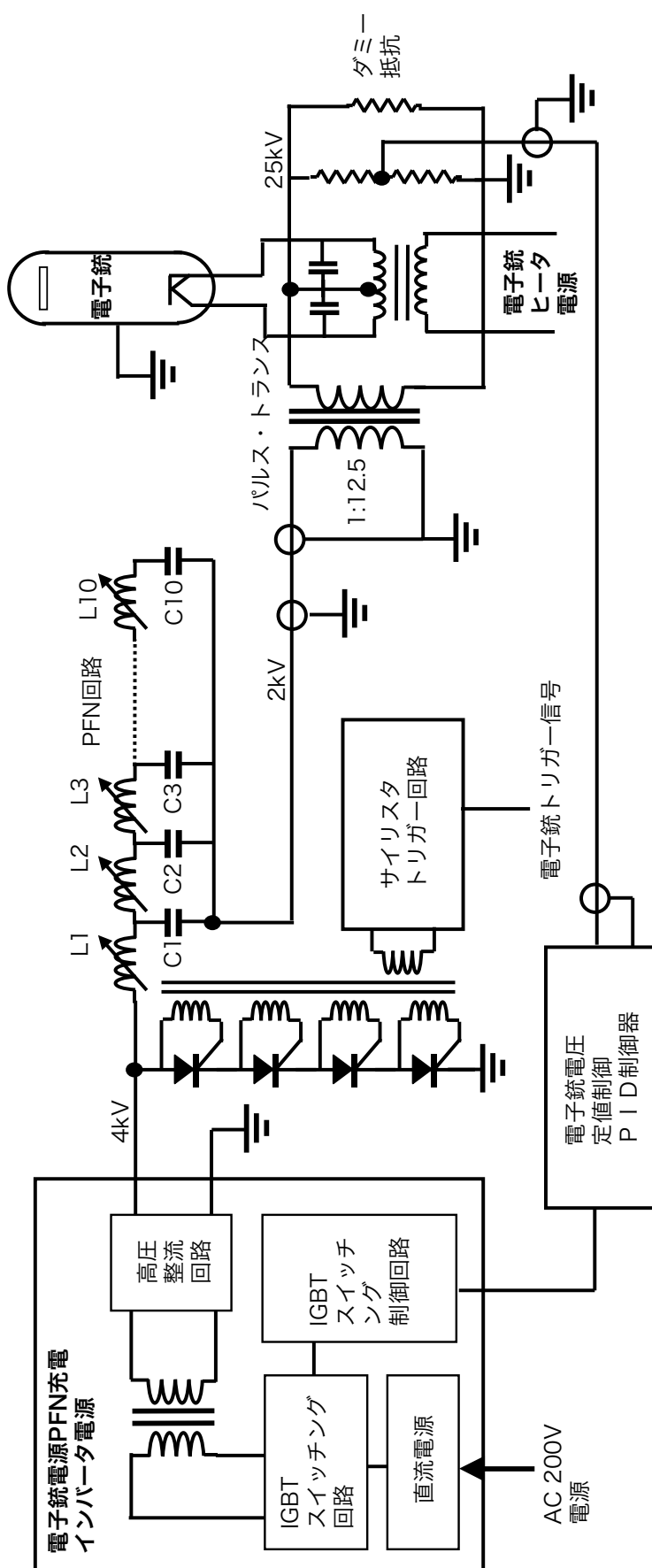


図4. 19 電子銃高圧パルス電源 ブロック図

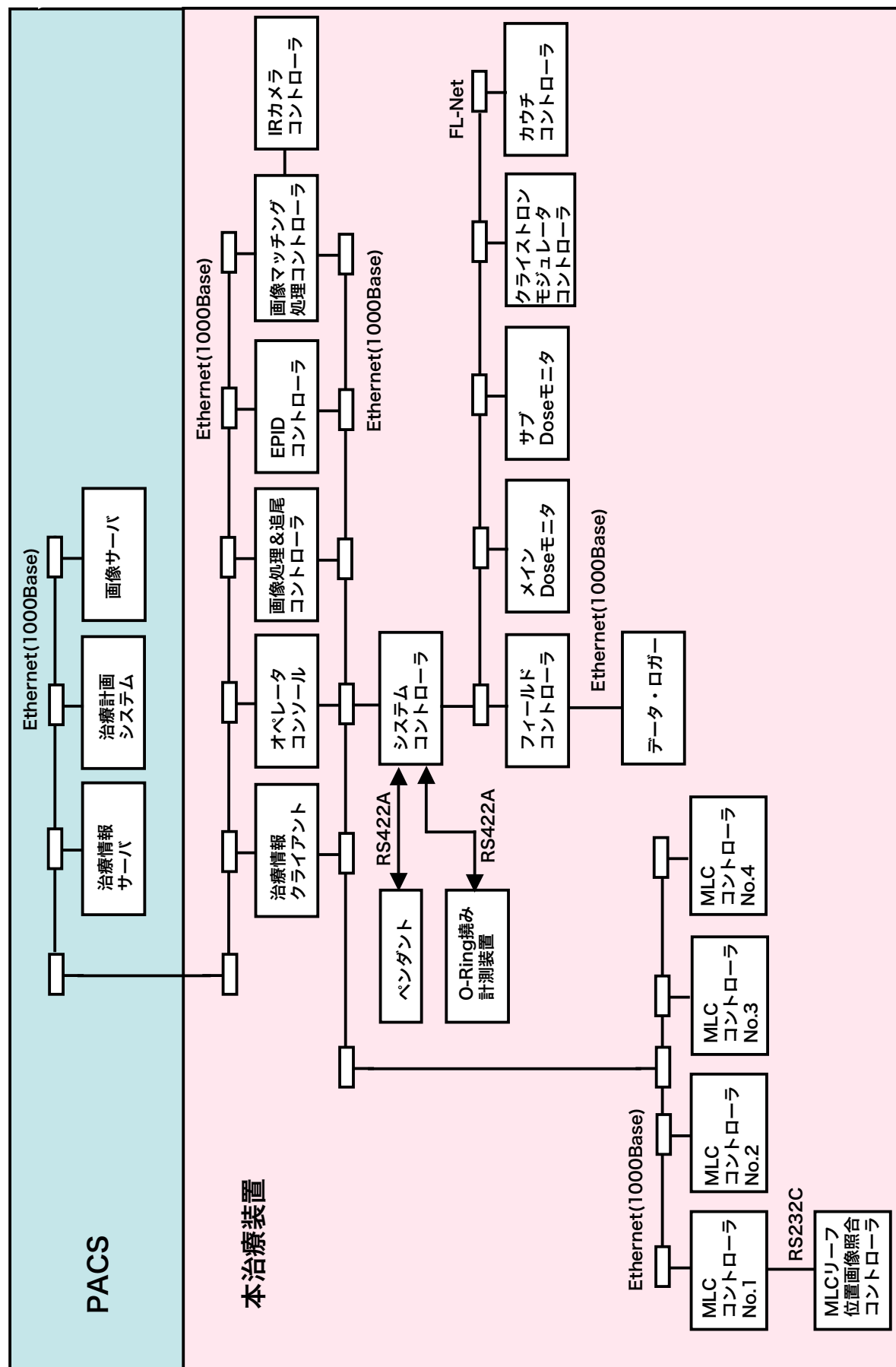


図 4. 20 本装置の全体の制御システム ブロック図

術者とのインタフェース機能はオペレータ・コンソールに集約しており、治療のワーク・フロー制御や患者位置決め処理、画像制御、投与線量やMLC形状等の治療パラメータの制御もオペレータ・コンソールで行う。オペレータ・コンソールは、Ethernet経由、更に上位の病院画像情報システム(PACS:Picture Archiving and Communication System)に接続される。

PACSには、病院内に設置された、MRI装置やX線CT装置等の断層診断装置、PET装置やSPECT(Single Photon Emission Computer Tomography)装置、ガンマ・カメラ等の核医学診断装置、アンギオ・グラフィー装置、超音波診断装置等からの画像が画像サーバに格納されている。放射線治療医は、これらの画像をベースとして同じくPACSに接続された治療計画装置上で目標を特定し、本装置を使用した治療計画を作成する。

治療計画は、治療計画画像や電子カルテとともにPACS経由本装置側の治療情報クライアントに読み込まれ、これに基づいてオペレータ・コンソールで、O-Ringのスキュー角度(=ノン・コプラナー角度)やO-Ring角度(門)、MLC形状、制御線量等の具体的な装置パラメータが生成される。画像処理&追尾コントローラは、O-Ring上の2組のkV X線イメージング装置の制御、画像処理や目標追尾、将来位置予測処理、CBCTの画像再構成処理を行う。画像処理&追尾コントローラからのX線画像やCBCT画像は、画像マッチング処理コントローラに送られ、ここで、治療情報クライアントから読み込まれた治療計画時の画像とのイメージ・マッチング処理を行って、初期セットアップのずれ量を算出する。このずれ量が具体的な装置パラメータの一部としてシステム・コントローラに送られて、カウチの制御やX線ヘッドのジンバル制御に使用される。システム・コントローラは、オペレータ・コンソールからの制御により、FL Netで接続された配下のフィールド・コントローラ、メイン線量モニタ、サブ線量モニタ、クライストロン・モジュレータ・コントローラ、カウチ・コントローラの制御を行う。Dynamic Conformal Arc治療やDIMRT治療の際に、多量のMLC形状ファイルを読み込んで高速にMLCリーフ位置制御を実行する必要があり、ネットワークの交信遅れを最小限度とするため、オペレータ・コンソールの下に、4台のMLCコントローラを、システム・コントローラと同列に配置している。これらのMLCコントローラは、1個あたり15枚のMLCリーフを制御しており、システム・コントローラと協調して、それぞれ担当のMLCリーフ位置の制御を行う。

## 4. 1 1 電子加速器制御システム

電子加速器自体の制御機能は、フィールド・コントローラ及びクライストロン・モジュレータ・コントローラで実現しており、以下の制御機能から構成される。

- (1) クライストロン周波数自動制御
- (2) 加速マイクロ波電力の自動制御
- (3) 電子銃ビーム電流の定値制御
- (4) 電子銃電圧定値制御
- (5) パルス繰り返し周波数制御による線量率安定化
- (6) 電子加速器タイミング制御

### 4. 1 1. 1 クライストロン周波数自動制御

5章で詳述するように、本装置の加速管は重量が約10 kgと小型軽量で従来の医療用電子リニアックの加速管と比較して1／3以下であって熱容量が小さく、一方加速マイクロ波としては、波長が1／2のCバンド帯を使用しているため、運転中の共振周波数の変化は、従来加速管の6倍以上となる<sup>19)</sup>。このため、加速管の共振周波数に対して、クライストロン出力周波数が常に同調するように追尾制御を行う必要がある。制御入力としては、加速管のRF窓直近に設けたベータ・ホール・カプラで、加速管への入力マイクロ波と加速管からの反射マイクロ波を-60 dBの減衰でサンプルし、この位相差をAFC (Automatic Frequency Controller)で検出して、クライストロン・ドライバのPLL(Phase Locked Loop)制御シンセサイザの周波数を調整する<sup>19)</sup>。なお、AFCの詳細については、6章で詳述する。

### 4. 1 1. 2 加速マイクロ波電力の自動制御

加速管の加速電圧は、加速マイクロ波電力の平方根に比例する。4. 1. 3項に示す通り、ビーム・エネルギーの変動値は± 0.025 MeV以内であるため、加速マイクロ波電力の変動を±0.8 % 以内 (± 0.03 dB以内) に抑える必要がある。

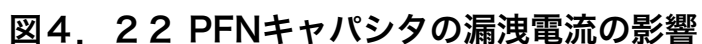
加速マイクロ波電力の変動要因としては、以下の通りである。

#### (1) クライストロン出力の変動

クライストロンからのマイクロ波出力は、クライストロン電子銃のカソード電力が規定通りであって、空間電荷制限領域で運転されており、クライストロン・ビーム電圧、クライストロンのドライブ電力及び周波数を一定に制御すれば一定となるが、以下の要因で有意に変動する。

クライストロン・ビーム電圧は、クライストロン・モジュール内のPFN充電電圧によって決まり、クライストロン出力は理論的にはビーム電圧の $5/2$ 乗に比例するため、PFN充電電圧の変動の影響を強く受ける。

PFN充電電圧は、De-Q回路により安定化しているが、De-Q回路のスイッチング遅れの影響により、スイッチング遅れが一定であっても、図4.21に示す通り、共振充電波形のどの位相でDe-Qがかかるかによって有意に変化し、PFN充電用の直流電源の変動の影響を受ける。





また、本装置では、300 Hzのパルス繰り返し周波数に対応して、図4.22に示す通り、加速後、すぐにPFNの充電が開始されて、約2 ms以内に次のパルスのための充電が完了する。このため、低い線量率設定でパルス繰り返し周波数が低い場合には、充電完了からサイクロトンのトリガーまでの時間が長く、この間のPFNキャパシタの漏洩電流により充電電圧が低下するが、実測上は計測誤差に隠れて明瞭には確認できないレベルである。

#### (b) クライストロン・RFドライブ入力の変動

クライストロン・RFドライバは内部に出力安定化制御機能を有しているが、ドライバ出力をクリスタル検波器で検出して制御しているため、数%程度の変動は避けることができない。クライストロンを飽和領域で運転すれば、クライストロン・ドライブ入力の変動を受け難くすることが可能であるが、飽和特性は(c)に示す通り、周波数の変化によって大幅に変化するため、適切な運転ポイントを選ぶ必要がある。

#### (c) 周波数の変化

6. 1節に示す通り、本装置では、加速管の熱膨張によってビーム・オン後約30秒の時定数で共振周波数が1 MHz程度低下する。運転周波数にもよるが、図4.23に示すように1MHzの周波数変化で0.15 dB程度の出力変化が発生する。また、飽和特性も変化するため、図4.24に示す通り、加速管共振周波数の変動範囲及びクライストロン・ビーム電圧に対応した最適なRFドライブ入力範囲を選定して運転する必要がある。図4.24の例では、ビーム電圧が125 kVで加速管共振周波数が5714 MHzから5713 MHzの間で変化する場合、図中、赤色で示した最適運転領域（約140 Wのドライブ電力）に設定することにより、周波数変化の影響及び(b)のドライブ入力の変動の影響を最小化することが可能である。

#### (d) クライストロン出力キャビティの特性変化

クライストロンの出力キャビティは、外部回路から見た場合のインピーダンスの不整合がある程度あって、給電系でVSWRの比較的高い要素であるロータリー・ジョイントとの間で図4.25に示す通り、一種の共振空洞が形成され、定在波が存在すると推定される。クライストロンとロータリー・ジョイントの間の導波管長が、この定在波の管内波長を $\lambda_s$ として $0.5\lambda_s$ の整数倍でなければ、クライストロンの出力キャビティの温度による変化で、ロータリー・ジョイントを通過して加速管に供給されるマイクロ波が有意に変化する。このため、クライストロンとロータリー・ジョイントの導波管部にスペーサを挿入して、導波管長さを調整する。

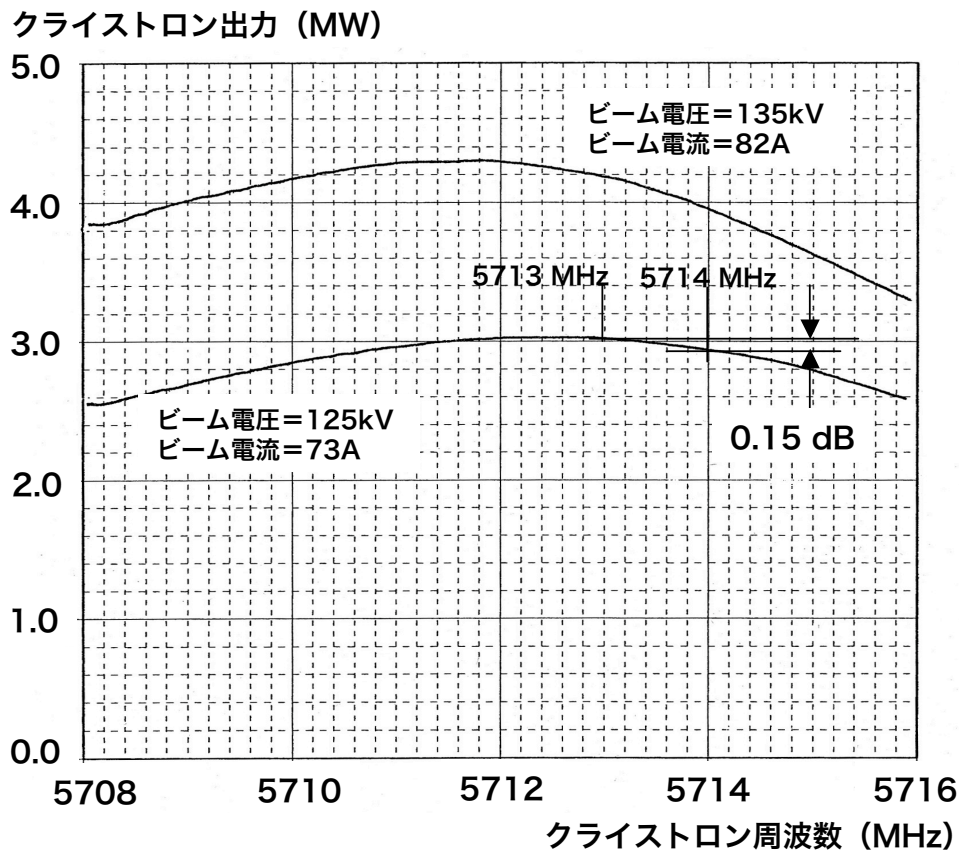


図4. 23 クライストロン出力の周波数特性

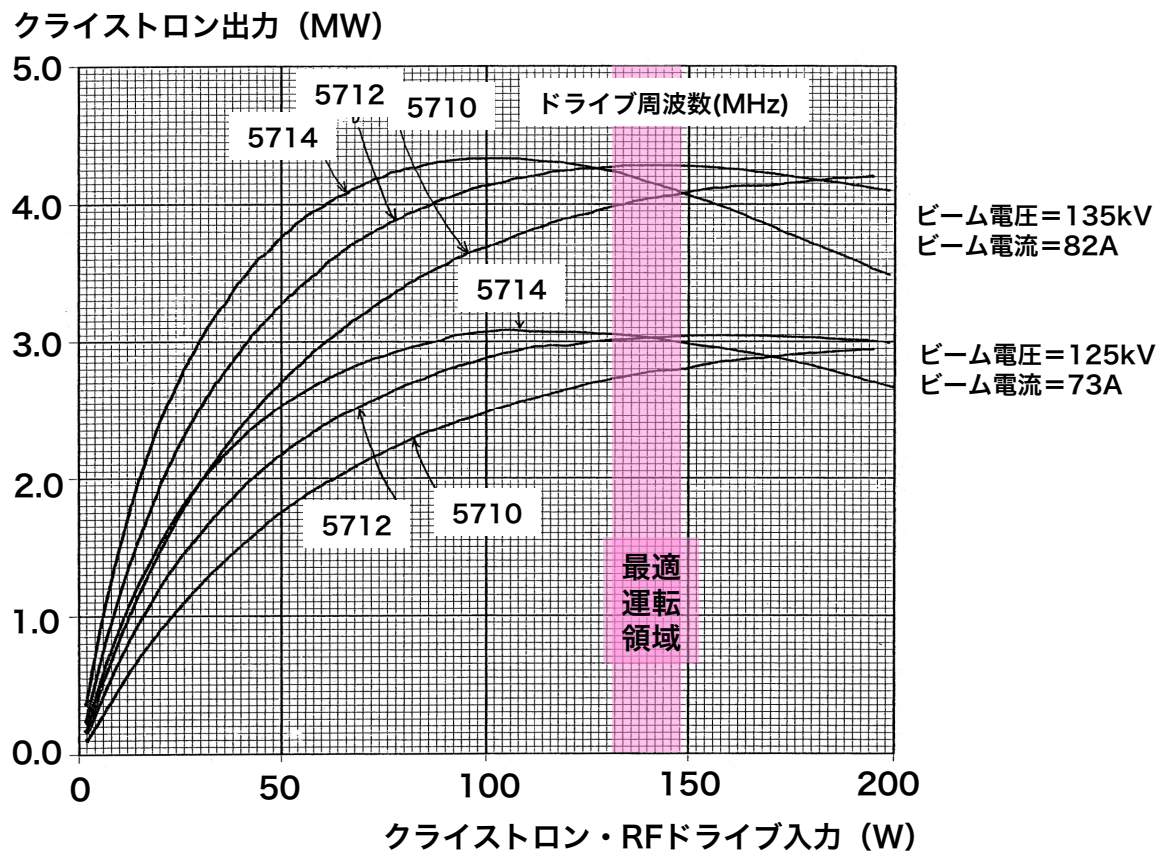


図4. 24 最適のRFドライブ入力条件

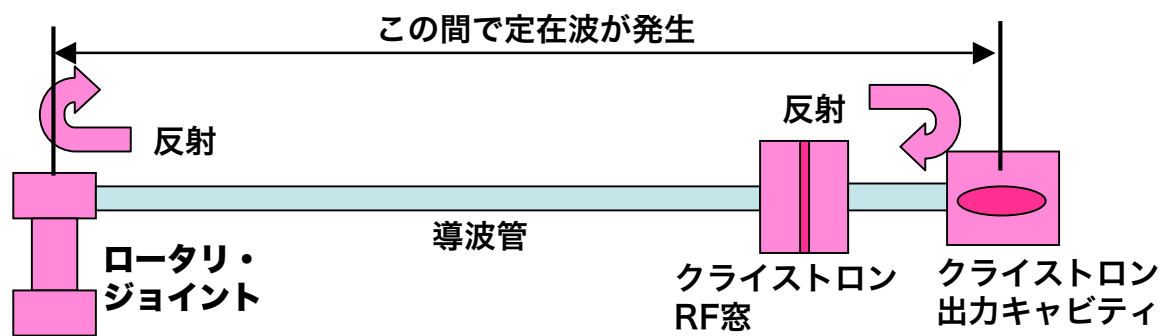


図4. 25 クライストロン出力キャビティの周波数特性

## (2) 導波管系のロスの変動

4. 5節で述べたように、O-Ringの回転角度によりロータリー・ジョイントの挿入損失が変化し、Pan軸及びTilt軸の回転によりフレキシブル導波管の挿入損失が変動する。

以上の通り、(1)(b)(c)については、加速管の共振周波数及びクライストロンのビーム電圧に対応した最適のクライストロン飽和運転電力を設定することにより、加速マイクロ波電力の変動を抑制することが可能である。また、(1)(d)については、本装置の設置時に、クライストロンとロータリー・ジョイントの間の導波管にスペーサを挿入して導波管長を最適に調整することにより、回避することが可能であるが、いずれの要因についても、本節の初めに述べた $\pm 0.03$  dB以下に抑制することは困難である。また(2)については、抑制の手段が無い。

上記の(1)及び(2)を補償する方法として、加速管RF窓付近で測定する加速管入力マイクロ波電力を計測して制御観測量とし、これを一定に制御することも考えられる。例えば、ベーテ・ホール・カプラ等の方向性結合器で、加速管に入力される加速マイクロ波をサンプルし、クリスタル検波器等で電圧値に変換して、これが一定となるようにクライストロン・モジュレータのPFN充電電圧にフィードバック制御をかけることである。具体的には、クリスタル検波器出力が一定となるように、De-Qの基準電圧を変化させることになるが、クリスタル検波器の絶対精度や経時変化、温度変化を考えれば、目標とする $\pm 0.03$  dB以内の制御は困難と思われる。

このため、最も信頼性が高く、安定したセンサである透過型線量計を用いたフィードバック制御方式を考案した。

図4.26にMNCPコードで計算した入射電子ビーム・パルスのエネルギーと透過型線量計内で発生する電離電荷の関係を示す。

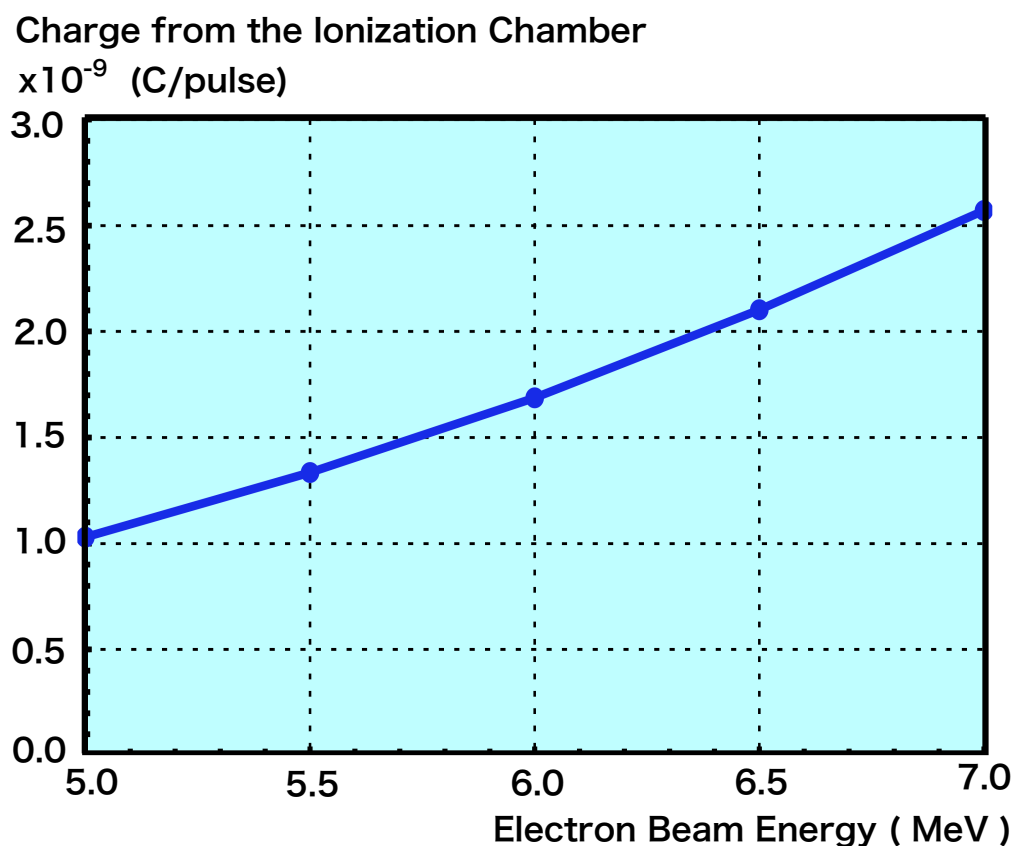


図4. 26 入射電子ビーム・パルスのエネルギーと透過型線量計で発生する電離電荷の関係 (MNCPコードによる計算値)

発生する電離電荷量は、電子ビーム・エネルギーの変化に対して大きな勾配を持っており、また、電子ビーム・パルスの電荷量に比例する。この電離電荷量は、透過型線量計により、安定して高精度に計測が可能である。透過型線量計の出力を、X線ターゲット部で計測される電子ビーム・パルス1発当りの電荷量で規格化して、この影響を排除し、ビーム・エネルギーの変動による電離電荷量の変化のみを抽出できる。これを制御観測量として、全てのX線ビーム・エネルギーの変動を制御補償することが可能である。この制御概要を図4.27及び図4.28に示す。X線ターゲット部の電荷量は、X線ターゲット部をセラミックで絶縁して、ファラデー・カップを形成し、X線ターゲットから接地レベルに流れる電流をカレント・コアで計測する。この電流には、2次電子の影響等が含まれるが、電子ビームのエネルギー変動が少ない場合、これらは全てX線ターゲットに入射する電子ビーム内の電子の個数に比例するため、X線ターゲットの電荷量は、規格化のための適切な可観測量である。

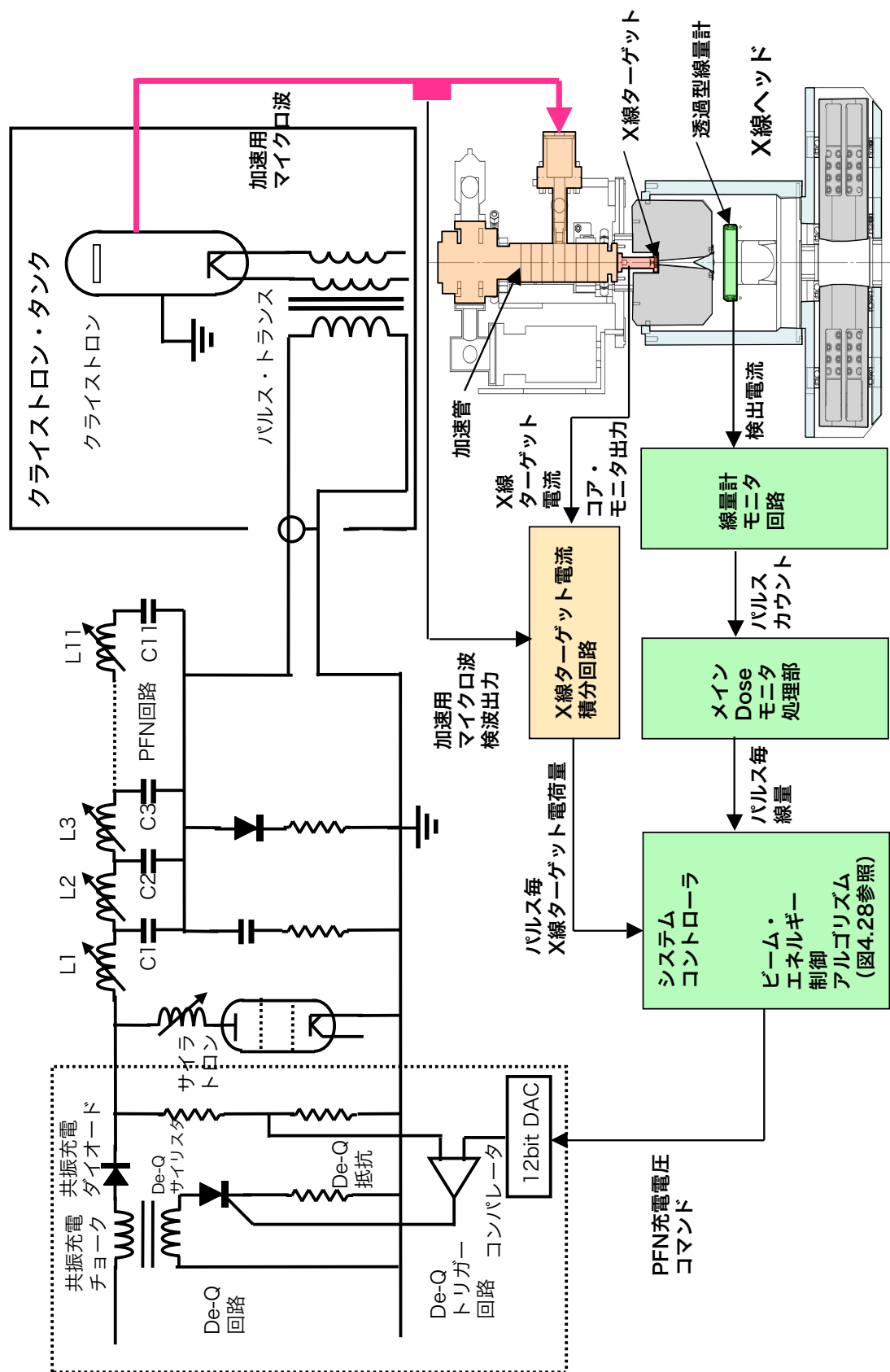


図4. 27 透過型線量計出力によるビーム・エネルギー フィードバック制御 (ハードウェア構成)

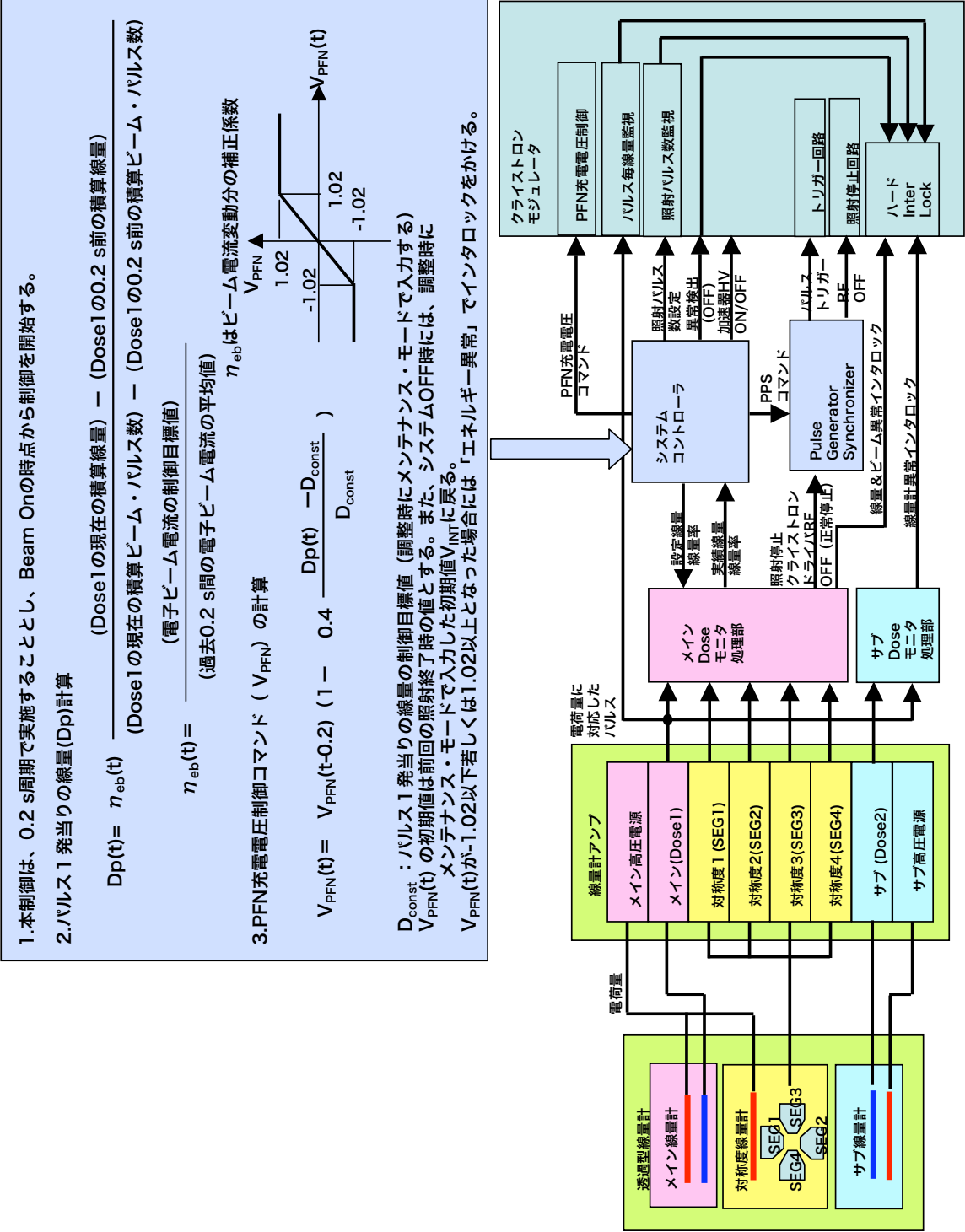


図 4. 28 透過型線量計出力によるビーム・エネルギー フィードバック制御 (制御アルゴリズム)



X線ターゲットでのビーム電流実測結果を図4.29に示す。図中には、電子銃高圧パルス電源の電圧と、加速管直近で測定した加速用マイクロ波電力の波形を示す。マイクロ波電力が立ち上がった後、X線ターゲット電流が立ち上がるまでに約  $0.7 \mu\text{s}$  を要しているが、これは加速管のフィリング・タイムによるものであり、電子加速に必要なレベルにマイクロ波電力が加速管内に蓄積されるのに必要な時間である。加速用マイクロ波電力がオフとなった後も、振動性のビーム電流が観測されているが、これもフィリング・タイムの影響であり、加速管の共振空洞内部に残存した加速用マイクロ波電力により、電子ビームが加速されて、電子ビーム加速によるエネルギー損と加速管内壁のオーム損により、蓄積されたマイクロ波エネルギーが消費されるまで、やはり約  $0.7 \mu\text{s}$  の間継続する。但し、これは、エネルギーが低く、X線発生への寄与は少ないと考えられる。このX線ターゲットでのビーム電流を、加速用マイクロ波電力がオンになっている期間だけ積分して、X線ターゲットで制動輻射X線発生に寄与する電荷量を求める。

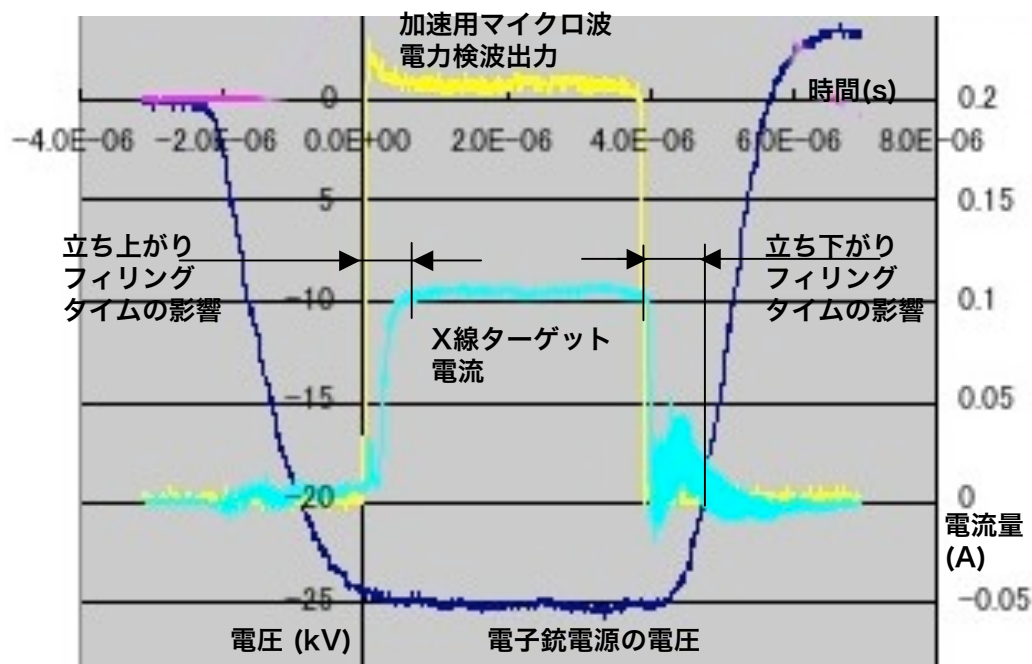


図4. 29 X線ターゲットでのビーム電流実測結果

#### 4. 1 1. 3 電子銃ビーム電流の定値制御

電子銃電流の制御ブロック図を図4.30に示す。5. 4節で述べるように、本装置ではCeB<sub>6</sub>単結晶の直熱型のカソードを採用し、ダイオード型の電子銃としている。このため、電子銃電流制御は、カソードのヒータ電流で行う。制御入力としては、電子銃の高圧ケーブルに流れる電子銃高圧電流を、コア・モニタでピックアップし、これをPID制御器の制御入力として用いてフィードバック制御を行う。



本装置の加速管では、電子銃からの電子の一部が、バンチャ部（第5空洞付近）で加速位相を外れて減速位相にトラップされ、ビーム進行方向とは逆に加速されて電子銃へ戻っていく。このため、この電子の一部が電子銃カソードを衝撃し、バック・ボンバードメントによるカソードの自励加熱が発生する。この自励加熱は、ビーム・オンとともに発生し、パルス繰り返し周波数に比例する。上記のフィードバック制御のままだでも、電子銃電流は制御されて整定するが、CeB<sub>6</sub>カソードの熱的な時定数は5～6秒であり、電子銃電流整定までにこの時定数と同等以上の時間を要する。このため、電子銃電流の立ち上がり特性の改善を目的として、ビーム・オン直前までは、バック・ボンバードメント効果を除いた場合のヒータ電流を与え、ビーム・オンと同時にバック・ボンバードメント効果の分だけヒータ電流を減じる制御を行う。

なお、直熱型のカソードでは、カソード表面近傍で、エネルギーの極めて低い電子が、ヒータ電流による磁場の影響を受けて、ビームの光学特性が著しく劣化する恐れがある。このため、ヒータ電流は加速器ビーム・パルスに同期した正弦波駆動とし、図4.32に示す通り、ヒータ電流の丁度ゼロ・クロスのタイミングで、電子銃加速電圧を印加して、電子ビームを引き出して加速するようにしている。

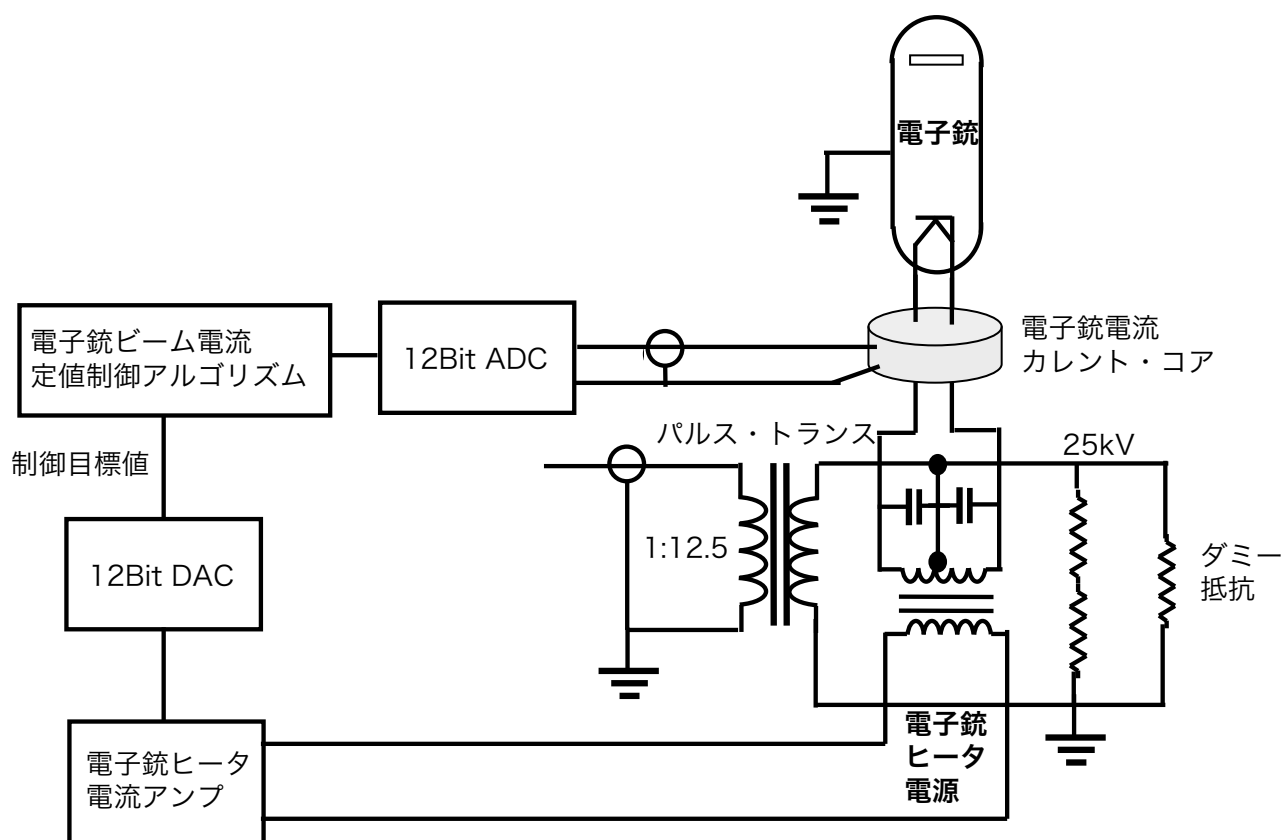


図4. 30 電子銃電流 定値制御 ブロック図

#### 4. 11. 4 電子銃電圧定値制御

前述の通り、本電子加速器システムでは、電子銃電源として、クライストロン電源とは独立の高圧パルス電源を使用する。電子銃自体と電子銃高圧電源から電子銃までの高圧ケーブル類は容量性の高い負荷であり、パルス・トランスとの間で共振回路を形成して、電子銃高圧のパルス波形が振動性のものとなる。このため、無誘導性の抵抗をダミー・ロードとして電子銃負荷に並列に接続しているが、この抵抗は  $-0.15\%/^{\circ}\text{C}$  の負の温度係数を持っており、発熱により抵抗値が低下して負荷が重くなって電子銃電圧が低下する。一方、本加速管では、電子銃電圧が25 kVの時に加速位相の頂点よりも約  $2^{\circ}$  進んだ位相に電子バンチを載せる設計としており、電子銃電圧がこれより低下すると、電子バンチが加速位相の頂点に近づき、加速エネルギーが上昇する。このため、電子銃電圧の定値制御は必須である。

電子銃電圧の定値制御としては、図4.19に示す通り、分割抵抗で分圧した電子銃電圧を制御入力として、PID制御器により、電子銃高圧パルス電源のPFN充電電圧にフィードバック制御をかける。

#### 4. 11. 5 線量率の安定化制御

Dynamic Conformal Arc 照射では、O-Ringを回転させながら処方の角度から処方の吸収線量を正確に投与する必要がある。また、Dynamic IMRT照射では、O-Ring回転角度は各門毎に固定であるが、MLCを運動させながら、処方のBEV形状に処方の吸収線量を正確に投与する必要がある。このため、線量率の安定化制御も重要であり、図4.31に示す通り、メインの透過型線量計の出力値でパルス繰り返し周波数のフィードバック制御を行い、線量率が設定値に一定となるように制御する。

#### 4. 11. 6 電子加速器システムのタイミング制御

図4.32に本電子加速器システムのタイミング・チャートを示す。これらのタイミング制御は、パルス・ジェネレータ・シンクロナイザで行う。

本装置では、Step & Shoot IMRTや動体追尾照射の際等で、ごく短期間ビームを停止するビーム・ホールド機能を有しているが、この場合は、電子銃や加速用マイクロ波をオフにするのではなく、図中に示す通り、加速用マイクロ波のタイミングに遅延をかけて、電子銃パルスとの同期を外すことにより、ビーム加速を停止する。この状態では、電子銃も加速管も動作状態であり、遅延を解除すれば直ちに元の加速状態に戻すことが可能である。

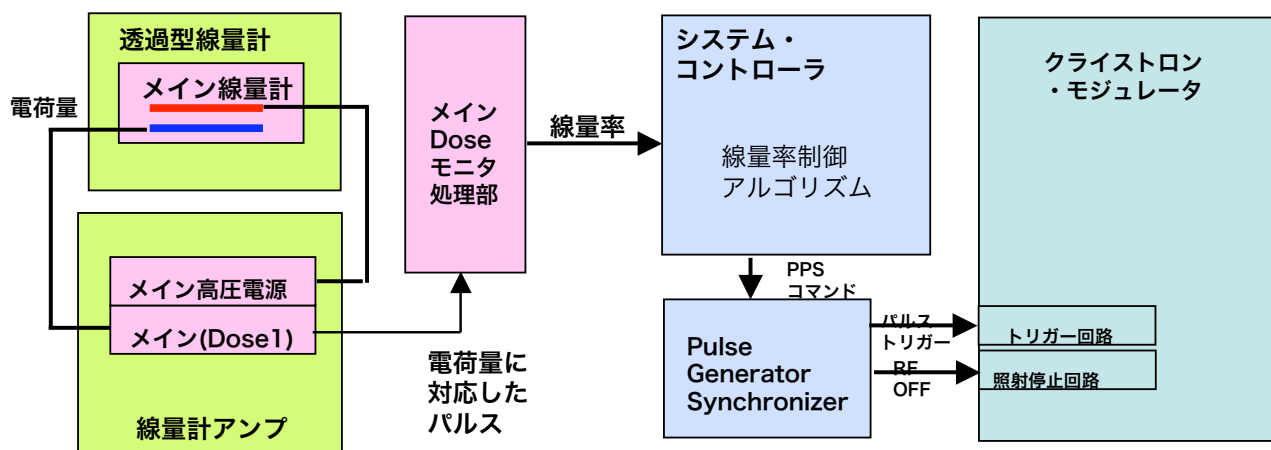


図4. 3 1 線量率安定化制御 ブロック図

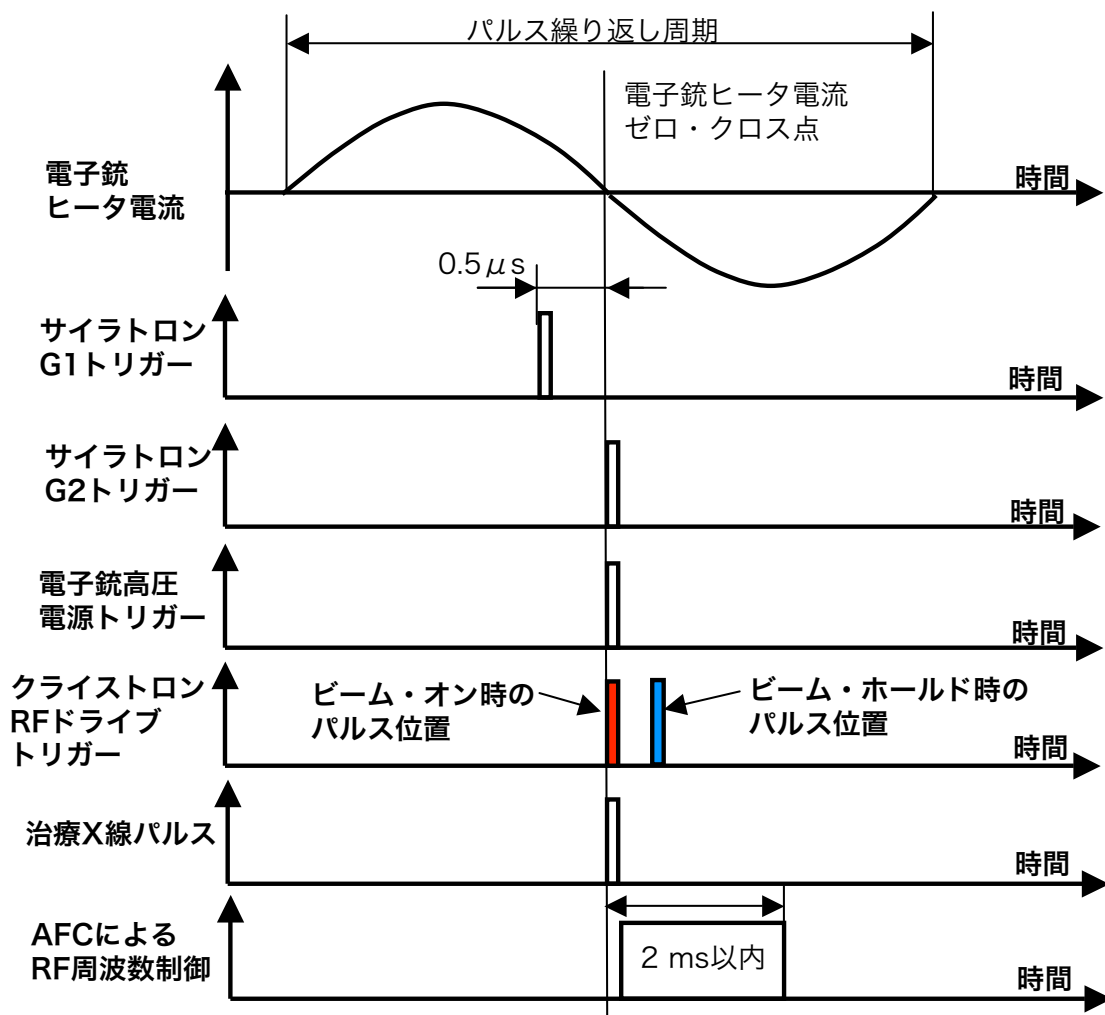


図4. 3 2 電子加速器システムのタイミング制御

## 4. 1 2 電子加速器システムの安全設計

電子加速器システムで、特に安全性で重要なのは、線量制御及び漏洩線量に関するものである。表4.2に想定される安全性に関わる不具合と、これを未然に防ぐための安全設計及びインタロック制御項目を示す。個々の想定不具合項目に対して、物理的に故障の余地の無い対策を取るか、複数の若しくは、想定故障機器とは互いに独立なインタロック制御を行って高い安全性の確保を図っている。

線量計アンプの健全性に関するBuit In Test (BIT)のように、それを実現するための機構が却ってシステム全体の安全性を損ねると判断されるものについては、意図的に採用していない。

表4.3には、インタロック制御の基準値に対する考え方を纏める。基本的な諸量については、JIS Z 4714、IEC 60976、IEC 60977やIEC 60601-2-1の公的規格に基づきインタロック制御の基準値を設定している。

なお、メイン線量計内部や、メイン線量計とサブ線量計の隔てるAI板によっても、治療X線が減衰し、サブ線量計の読み値は、メイン線量計のそれよりも2 %程度低い値となるが、各インタロックは、これを補正した値を使用する。

図4.33に本電子加速器システムのインタロック制御のブロック図を示す。インタロック制御は、ソフトウェア制御とともにハードウェア回路で実現し、信頼性の高いものとして、患者や術者、メンテナンスの安全を図っている。この他にも、真空異常や、システム・パラメータの異常又は故障、盤扉の開放、照射室の扉異常や警報等でハードウェア回路のインタロックがかかるようにしており、患者、術者等の人的な安全及びシステムの保全が図れるように設計している。

表 4. 2(a) 電子加速器システムの安全設計及びインタロック制御（線量、漏洩線量関連）

想定される危険な動作不良		項 目	安全設計及びインタロック制御の詳細
設定線量の誤設定	システムのエラーによる設定線量の誤設定	照射完了後の設定線量ゼロ・クリア	照射完了後に設定線量をゼロ・クリアして、次の設定線量が設定されるまでは照射コマンドが出て照射が開始されないようにする。
		設定線量のアンサー・バック	オペレータ・コントローラ→システム・コントローラ→主&副ドーズ・モニタの経路で線量が設定されるが、主及び副ドーズ・モニタからシステム・コントローラ→オペレータ・コントローラへと設定線量をアンサー・バックして設定線量が確実に主&副ドーズ・モニタに設定されていることを確認する。
		インタロック基準値計算を、主&副両ドーズ・モニタ部で実施	上記の設定線量をもとに、主及び副の両線量計でビーム停止基準値及びインタロック基準値を独立かつ重複して計算する。即ち、副ドーズ・モニタ部でも、設定線量の2%若しくは2MU高い値をインタロック線量として計算&設定し、主線量計の出力によりインタロック照射停止を行う。
		主及び副の2重の線量計の使用	主及び副の2重でかつバイアス電源及びアンプが独立な線量計を使用する。
	線量の誤積算による過大若しくは過少照射	線量計の故障	ビーム・オフ時の線量計出力の評価
主&副の両線量計出力の比較			主及び副の線量計の線量差が小さい方の出力の2%以上となった場合にインタロック処理によりビーム・オフとする。
主&副の両線量計による照射停止制御			主線量計が設定線量を越えた時点で正常停止となるが、主線量計で照射停止しなかった場合に、副線量計が設定線量よりも2%高い値で照射停止制御を行う。
主及び副の2重のアンプ及び電源系の使用。			主及び副の2重のバイアス電源及びアンプを独立に使用する。
線量計アンプの故障		主&副の両線量計出力の比較	主及び副の線量計の線量差が小さい方の出力の2%以上となった場合にインタロック処理によりビーム・オフとする。
投与線量異常			

表 4. 2 (b) 電子加速器システムの安全設計及びインタロック制御（線量、漏洩線量関連）

想定される危険な動作不良		項 目	安全設計及びインタロック制御の詳細
線量の誤精算による過大若しくは過少照射	線量計アンプの故障	ビーム・オフ時の線量計出力の評価	ビーム・オフ時に線量計出力が一定値以上ある場合は、インタロック処理によりビーム・オフとする。これにより、線量計アンプのオフセット異常が検出できる。
		主&副の両線量計出力による照射停止制御	主線量計が設定線量を越えた時点で正常停止となるが、主線量計で照射停止しなかった場合に、副線量計が設定線量よりも2%高い値で照射停止制御を行う。
		アンプ系のBuilt In Test (採用しない)	照射開始直前に、線量計の代わりに基準電流源からアンプ系に模擬電流を入力し、アンプ出力が規定値になっているかどうかを確認するが、以下の理由から本機では採用しない。 (理由) アンプ側で入力切り替え機構が必要になるが、実照射中にこの切り替え機構が誤作動すると却って危険。主&副の両線量計の比較及び線量率モニタでアンプの正常動作は監視できる。
	ドーズ・モニタ部の故障	主及び副の2重のドーズ・モニタの使用。	主及び副の2重の独立のドーズ・モニタを使用。 いずれのドーズ・モニタ部がインタロック信号を出してもビーム照射が停止するようにする。
	システム・コントローラの故障	主及び副の2重のドーズ・モニタからクライストロン・モジュレータへのインタロック信号の直接入力	システム・コントローラから正常停止及びインタロック停止の制御を行うが、これに加えて、主及び副の2重のドーズ・モニタから、クライストロン・モジュレータのハードウェア・インタロックにインタロック信号を直接入力する。
	ネットワークの故障	主及び副の2重のドーズ・モニタからクライストロン・モジュレータへのインタロック信号の直接入力	システム・コントローラから正常停止及びインタロック停止の制御をFL-Net経由、クライストロン・モジュレータのシーケンサの制御を行うが、FL-net故障時でも、主及び副の2つのドーズ・モニタから、クライストロン・モジュレータのハードウェア・インタロックに直接インタロック入力を行う。
投与線量異常		クライストロンモジュレータ制御部の故障	システム・コントローラから正常停止及びインタロック停止の制御をFL-Net経由、クライストロン・モジュレータのシーケンサの制御を行うが、シーケンサを中心とした制御部の故障時でも、主及び副の2つのドーズ・モニタから、直接リレー回路を駆動してインタロック可能な、ハードウェア・インタロックを設ける。

表 4. 2 (c) 電子加速器システムの安全設計及びインタロック制御（線量、漏洩線量関連）

想定される危険な動作不良		項 目	安全設計及びインタロック制御の詳細
<p>線量の誤積算による過大若しくは過少照射</p> <p>投与線量異常</p>	線量率の異常 (線量率設定値からの誤差)	線量率インタロック (@システム・コントローラ)	線量率の制御はシステム・コントローラ内で行い、正常な場合には実際の線量率は、制御目標線量率と一致する。しかし、システム異常等に対処するため、制御目標値に対して、ABS(Dose1線量率-設定線量率) $\geq 0.02 \times$ 制御目標線量率 (追尾照射時は0.1とする) の条件でインタロックをかける。
		線量率インタロック (@副ドーズモニター部)	副ドーズ・モニター部でも副線量計の出力をベースに上記と同様のインタロック処理ABS(Dose2線量率-設定線量率) $\geq 0.02 \times$ 制御目標線量率 (追尾照射時は0.1とする) を行う。
	線量計又は線量計アンプ及びドーズ・モニター等の線量制御システムを含めた一過性の不具合	PPSインタロック (Pulse Per Second)	PPSが設定基準量の $\pm 10\%$ を越えて変化した場合にインタロックによりビーム照射を停止。 PPS制御は0.1秒の周期で実施しており、これに伴ってPPSモニターも0.1秒周期で連続的に行われる。 PPSが異常となる原因は線量計や線量計アンプの故障の他、加速管のビーム電流過大若しくは過少、ビーム・エネルギー過大若しくは過少が考えられる。
		パルス毎線量インタロック	パルス毎線量が設定基準量の $\pm 10\%$ を越えて変動した場合にインタロックによりビーム照射を停止。 本インタロックはPPSインタロックと同様の内容となっているが、クライストロン・モジュレータの制御部がシステム・コントローラとは独立に、主線量計アンプ出力を直接モニタしてインタロックをかけるため、システム・コントローラやドーズ・モニター部、FL-Netが異常の場合でも、異常を検出してインタロックが可能である。
	線量計又は線量計アンプ及びドーズ・モニター等の線量制御システムを通じた不具合	照射時間インタロック	照射開始前に、線量率及び設定線量から求められた時間を5%を越えて上回った場合に、インタロックによりビーム照射を停止。 本インタロックは、線量計からの出力にもよらず、照射時間のみで照射を停止するため、過大照射に対する最終的なインタロックとなっている。 本インタロック制御は、主ドーズ・モニター部とクライストロン・モジュレータの両方で重複して実施しており、主ドーズ・モニター部からのインタロック出力はクライストロン・モジュレータのハードウェア・インタロックに直接入力されるため、クライストロン・モジュレータ制御部の影響を受けない。また、主ドーズモニタの故障にも影響されない。
		パルス数インタロック	照射開始前に、基準パルス毎線量及び設定線量から求められたパルス数を5%を越えて上回った場合に、インタロックによりビーム照射を停止。 本インタロックは、線量計からの出力にもよらず、パルス数のみで照射を停止するため、上記の照射時間インタロックとともに、過大照射に対する最終的なインタロックとなっている。本インタロックは、システム・コントローラから与えられた設定パルス数をもとに、クライストロン・モジュレータ制御部で実施するため、線量制御システムの故障の影響を受けない。



表4. 2(d) 電子加速器システムの安全設計及びインタロック制御（線量、漏洩線量関連）

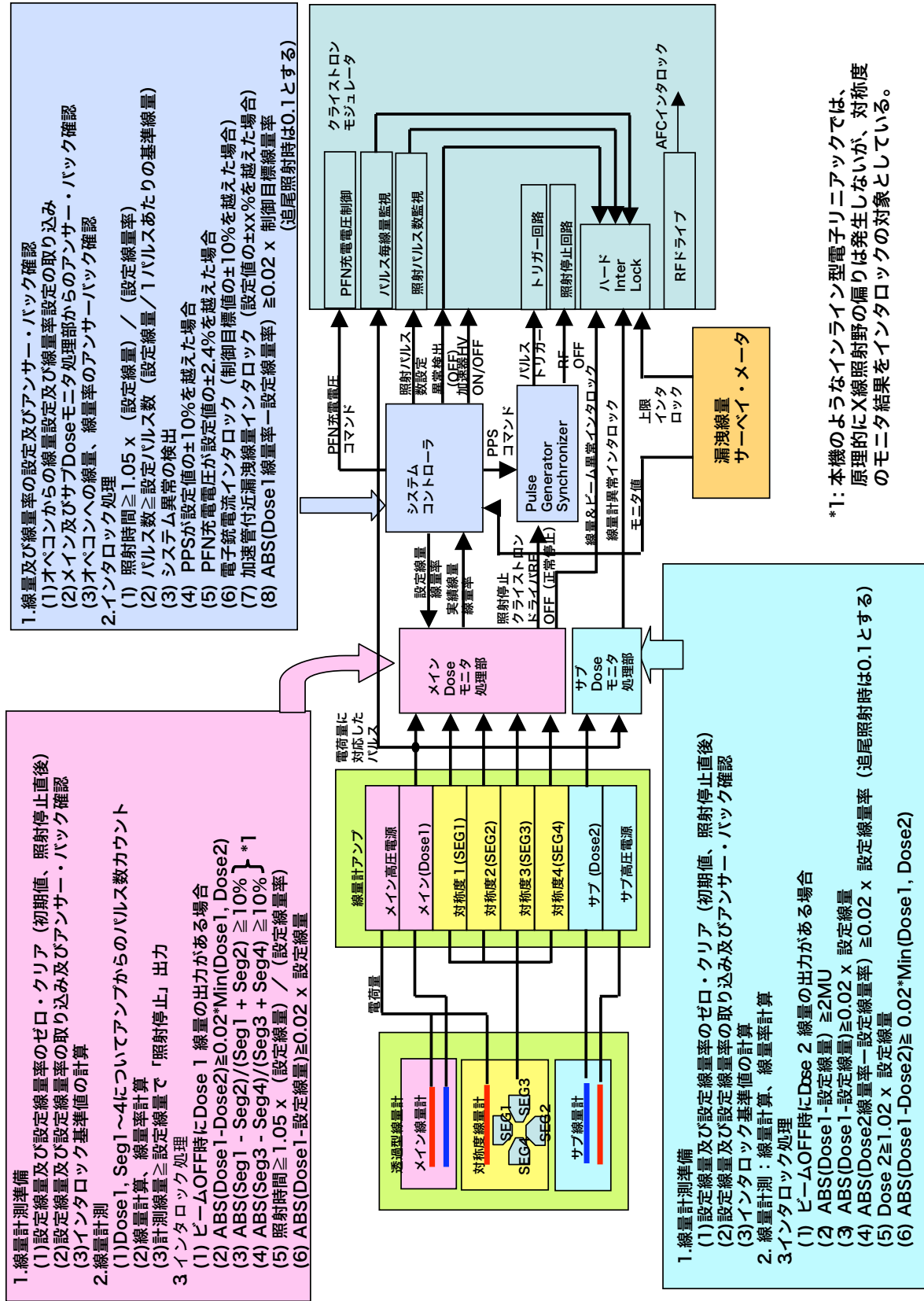
想定される危険な動作不良		項 目	安全設計及びインタロック制御の詳細
線量異常	X線のエネルギー過大若しくは過少	X線エネルギーの過大	加速管の設計上、マイクログ波電力が規定値以内にある場合には、6 MeV以上のエネルギーのビームは出ない。（ビーム・ローディング・カーブでビーム電流がゼロでも6 MeV以上のエネルギーは出ないように設計している*1。 *1:5.8.5参照
		加速管設計	
		PFN充電電圧上限インタロック	クライストロンは飽和領域で運転されるため、そのマイクログ波出力はビーム電圧に依存*1している。このため、PFN充電電圧の上限インタロックにより、クライストロンのマイクログ波出力の上限はインタロック制御されていることになる。 なお、PFN電圧とクライストロン電圧は比例関係にあり、またクライストロンのマイクログ波出力はクライストロン電圧の5/2乗に比例する。一方、加速管のビーム・エネルギーは、マイクログ波入力力の1/2に比例するため、加速管のビーム・エネルギーはPFN電圧の5/4乗に比例する。代表的な医療用電子リニアックのビーム偏向磁石によるエネルギー・ウィンドウは6%（±3%）であり、PFN電圧のインタロック値は、基準設定値の+2.4%とする。 *1クライストロン電子銃は空間電荷制限領域で運転されており、クライストロン電子銃の構造により一意に決まっている
		パルス毎線量インタロック	パルス毎線量が設定基準量の±10%を越えて変動した場合にインタロックによりビーム照射を停止。パルス毎線量は加速管の電子ビーム電流によっても変動するが、電子ビーム・エネルギーとX線変換効率の関係は、約3乗の関係にあり、±3%の範囲でインタロック制御できていることになる。
		PPSインタロック	PPSが設定基準量の±10%を越えて変化した場合にインタロックによりビーム照射を停止。インタロック基準量に対する考え方は、上記のパルス毎線量インタロックと同様。 PPSが異常となる原因は、ビーム・エネルギー過大の他に、線量計や線量計アンプの故障の他、加速管のビーム電流過少が考えられる。
		電子銃電流インタロック	加速管の設計から、ビーム・ローディング直線の傾きは-0.00808 MeV/mA*1で、電子銃電流の基準値が180 mAとすれば、±10%は±18 mAに相当する。これは、加速管からのビーム・エネルギーにして、0.145 MeVであり、加速管の電子ビーム・エネルギーが5.3 MeVとすれば、このエネルギーは±2.7%以内にインタロック制御されていることになる。代表的な医療用電子リニアックのビーム偏向磁石によるエネルギー・ウィンドウは6%であり、ほぼ等価なレベルのビーム・エネルギー・インタロックがかけられていることになる。 *1:5.8.5項参照

表 4. 2 (e) 電子加速器システムの安全設計及びインタロック制御（線量、漏洩線量関連）

想定される危険な動作不良		項 目	安全設計及びインタロック制御の詳細
線質異常	X線のエネルギー過大若しくは過少	X線エネルギーの過少	前述のPFN充電電圧上限インタロックと同様に、-2.4%をPFN充電電圧下限のインタロック値とする。
		パルス毎線量インタロック	前述の通り、設定基準量の $\pm 10\%$ をインタロック基準値とする。
		PPSインタロック	前述の通り、設定基準量の $\pm 10\%$ をインタロック基準値とする。
		電子銃電流インタロック	前述の通り、設定基準量の $\pm 10\%$ をインタロック基準値とする。
		AFCインタロック	AFCによる加速管共振周波数の追尾及び同調に不具合が発生すると、加速に注入されるマイクログ波電力が低下し、加速エネルギーが低下する。これを防止するため、クライストロン・モジュレータの制御部でAFCのアンロック状態を検出して、インタロックをかける。
漏洩線量異常	X線ヘッドからの漏洩線量過大	漏洩線量上下限インタロック	サーベイ・メータの値をモニタし、ビームONの状態で、規定値を越えた場合にインタロック処理とする。 加速管が正常に運転されている際には、ある程度の漏洩線量が観測されるため、下限インタロックはサーベイ・メータの健全性保証となる。
		漏洩線量上限インタロック	サーベイ・メータから直接出力されるインタロック信号を、クライストロンモジュレータのハードウェア・インタロックに入力して、照射停止のインタロック制御を行う。

表 4. 3 電子加速器システムの安全設計及びインタロック制御—インタロック判定値の考え方

インタロック項目	判定値	考え方	備考
線量	設定値又は 基準値の2% 又は2 MU	IEC規格によれば、透過型線量計の精度は測定値の2%である。 これに倣って、線量に関するインタロック判定値は、設定値や 基準値の2%を適用する。 但し、定位治療や脳機能治療等では、1回の連続する照射で、 500MU程度の大線量を照射する場合も考えられるため、 2MU若しくは2%のどちらか小さい方をインタロック値とする。	IEC 60977 JIS Z 4714 IEC 60601-2-1
線量計間の 線量差	小さい方の 線量計の読みの 2%	主及び副線量計の読み値の小さい方の線量計を基準線量計と考えて この基準線量計の読み値の2%をインタロック限界とする。 IEC規格上は、基準線量計に対して2%が要求値であり、両線量計 の線量差は、基準線量計に対して、最大4%と成り得るため、 この判定値は、IEC規格よりも厳しい値である。	
線量率	設定値又は 基準値の2%	線量率は、線量計精度に比例するため、「線量」の場合と同じく 設定値や基準値の2%を適用する。	
照射時間	設定値の5%	過剰照射の基準は処方目標量の5%であり、線量率が一定とする と投与線量は照射時間に比例するため、設定時間の5%を 照射時間のインタロック基準値とする。	
ビーム・エネルギー	基準値の±3% 以下	電子モードを有する代表的な医療用電子リニアックの、ビーム偏向 磁石部でのエネルギー・スリットは6%である。これはもともと、 電子モードで、IECに推奨される±1%のエネルギー安定度を確保する ためのものであるが、X線モードでも同じスリットが使用されている。 このため、ビーム・エネルギーに関するインタロック値は設定値の ±3%とする。なお、ビーム・エネルギーに関係する以下の諸量に ついては、ビーム・エネルギーに換算した場合に±3%以下となる ようにインタロック値を設定する。 (1)クライストロン電圧、PFN電圧 (2)電子銃ビーム電流 (3)PPS (4)パルス毎の線量	IEC 60977 JIS Z 4714
漏洩線量	0.5 cGy/min	IECに準拠し、主利用線維での値500MU(500cGy/min)の 1/1000である、0.5cGy/minとする。	IEC 60977 JIS Z 4714 IEC 60601-2-1



\*1: 本機のようなインライン型電子リニアックでは、原理的にX線照射野の偏りは発生しないが、対称度のモニタ結果をインタロックの対象としている。

図 4. 33 電子加速器システムのインタロック制御 (線量、漏洩線量関連)

## (参考文献)

- 1) Gabriel S., Stanton R. and Berkowitz D. A., "Linear accelerator selection for the one machine for the one machine department", Preprint of paper presented November 1987 at RSNA.
- 2) Laughlin J. S., Mohan R. and Kutcher G. J., "Choice of optimum megavoltage for accelerators for photon beam treatment", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 12 (1986) pp. 1551-1557.
- 3) Garrison H., Anderson J., Laughlin J. S. and Harvey R. A., "Comparison of dose distributions in patients treated with X-ray beams of widely different energies", *Radiology* 58 (1952) pp. 361-368.
- 4) Söderström S., Eklöf A., and Brahme A., "Aspects on the optimal photon beam energy for radiation therapy," *Acta. Oncol.* 38 (1999) pp. 179-187.
- 5) Pirzkall A., Carol M. P., Pickett B., Xia P., Roach M. III. and Verhey L. J., "The effect of beam energy and number of fields on photon-based IMRT for deep-seated targets", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 53 (2002) pp. 434-442.
- 6) Ministry of Education, Culture, Sports, Science and Technology of Japanese Government, "Guideline for handling of radiation generators dated Oct. 30th 1998".
- 7) IEC60601-2-1, "Medical electrical equipment –Particular requirements for the safety of electron accelerators in the range of 1 MeV to 50 MeV," (1998).
- 8) IEC 60977 (1989) Medical electrical equipment Medical electron accelerators in the range 1 MeV to 50 MeV - Guidelines for functional performance characteristics.
- 9) JIS Z 4714 (2001) 医用電子加速装置一性能特性.
- 10) BJR Supplement 25; Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy: 1996 British Institute of Radiology, London.
- 11) Leksell L., "Stereotactic radiosurgery", *Neurology Neurosurgery and Psychiatry* 46 (1983) pp. 797-803.

12) IEC 60976 (1989) Medical electrical equipment - Medical electron accelerators - Functional performance characteristics.

13) [http://www.varian.com/us/oncology/radiation\\_oncology/clinac/](http://www.varian.com/us/oncology/radiation_oncology/clinac/)

14) Arnfield M. R., Siebers J. V., Kim J. O., Wu Q., Keall P. J. and Mohan R., "A method for determining multileaf collimator transmission and scatter for dynamic intensity modulated radiotherapy", Med. Phys. 27(10) (2000) pp. 2231-2241.

15) Kamino Y., Takayama K., Kokubo M., Narita Y., Hirai E., Kawada N., Mizowaki T., Nagata Y., Nishidai T. and Hiraoka M., "Development of a four-dimensional Image-guided Radiotherapy System with a Gimbaled X-ray Head", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. Vol 66(1) (2006) pp. 271-278.

16) Ito R., and Tabata T., "Semi-empirical code EDMULT for depth-dose distributions of electrons in multilayer slab absorbers: revisions and applications," Radiation Center of Osaka Prefecture Technical Report No. 8 Radiation Center of Osaka, Osaka Japan, (Nov. 1987).

17) Kamino Y., Miura S., Kokubo M., Yamashita I., Hiraoka M. and Ishikawa J., "Development of an Ultra-small C-band linear accelerator guide for a four-dimensional image-guided radiotherapy system with a gimbaled X-ray head", Med Phys. 35, (2007) pp. 1797-1808.

18) Goorley T., Bull J., Brown F. B., Booth T. E., Hughes G., Mosteller R. D., Forster R.A., Post S. E., Prael R. E., Selcow E. C., Sood A. and Sweezy J. E., "Release of MCNP5\_RSICC\_1.30", LA-UR-04-4519 (2004) Los Alamos National Laboratory.

19) Kamino Y., Tsukuda K., Miura S., Hirai E., Hiraoka M. and Ishikawa J., "Development of a new concept automatic frequency controller for an ultra-small C-band linear accelerator guide", Med. Phys. 34 (8), (2007) pp. 3243-3248.

## 第5章 電子加速管の開発

### 5. 1 加速周波数の選定

電子加速管は、実用的には、LバンドからXバンド帯のいかなる周波数に対しても製作可能であるが、實際上、MWオーダの高ピーク出力のマイクロ波源の入手可能な、Lバンド(1～1.5 GHz)、Sバンド (2.5～3 GHz)、Cバンド (5～6 GHz) 、Xバンド (9～12 GHz) の各周波数帯域で開発され、実用化されてきた。この中でも、最も古くから用いられてきたのがSバンドである。

Sバンドは、軍事用の早期警戒レーダの帯域であり、このレーダ用のマイクロ波源として、2856 MHzや2999 MHzのクライストロンが開発され、これが電子リニアック用加速管の加速周波数として広く用いられてきた。現時点でも、医療用や工業用の電子リニアックは殆どがこの周波数を使用しており、科学技術用の電子リニアックでも、大多数がこの周波数帯を使用している。特に医療用や工業用の電子リニアック用途には、クライストロンに引き続き、高ピーク出力のマグネトロンも開発され、低価格の電子リニアック・システム用のマイクロ波源として広く用いられてきた。

クライストロンは勿論のこと、加速管や導波管の寸法は、波長に比例して大型化する。また、冷却能力は概略、加速管や導波管の寸法の二乗に比例する。このため、電子滅菌や改質等の工業用途や、放射性物質の消滅処理実験等の一部の科学技術目的で、大出力や長パルス幅（大平均電力）を得るために、Lバンド帯域の電子リニアックが開発された。Sバンド帯域の電子リニアックの大半が数 $\mu$ s～数十 $\mu$ sのパルス幅で、パルス繰り返し周波数とパルス幅の積であるデューティ比が、最も高いものでも1%以下であるのに対して、Lバンド帯域の電子リニアックでは、パルス幅としてmsのオーダが通常であり、Continuous Wave (CW)のリニアックも開発されており、デューティ比も10%～100%となっている。Lバンド帯域としては、高ピーク出力のクライストロンが入手可能な1300 MHzが、大多数の電子リニアックで採用されている。

加速管の加速勾配は、加速管内の放電電界により制約される。一方、真空中の放電開始電界 $E_{\max}$  (MV/m)については、マイクロ波の周波数を $f$  MHzとして、Kilpatrickにより<sup>1)</sup>、以下の周波数依存性が経験式として与えられている。 $f$ と $E_{\max}$ の関係を図5.1に示す。本論文で注目する周波数域 (1 GHz～20 GHz) では、放電開始電界 $E_{\max}$ はほぼ周波数 $f$ の平方根に比例する。

$$f = 1.643 E_{\max}^2 e^{-8.5/E_{\max}} \quad (5.1)$$

即ち、Xバンド(9～12 GHz)を使用すれば、Sバンドの場合の約2倍の放電電界が得られ、加速管の加速勾配を倍に上げることが可能である。このように、Xバンド加速管



は、高い加速勾配により、限られたスペースで高エネルギーを必要とする、リニア・コライダ等の科学技術用途に開発が進められてきたが、Sバンドの電子リニアックと比較して4倍の工作精度が必要とされ、 $2/3\pi$ 進行波型加速管やXバンド・クライストロンとともに実験室的には製作できても工業的に安定して製造できる状況にはなっていない。

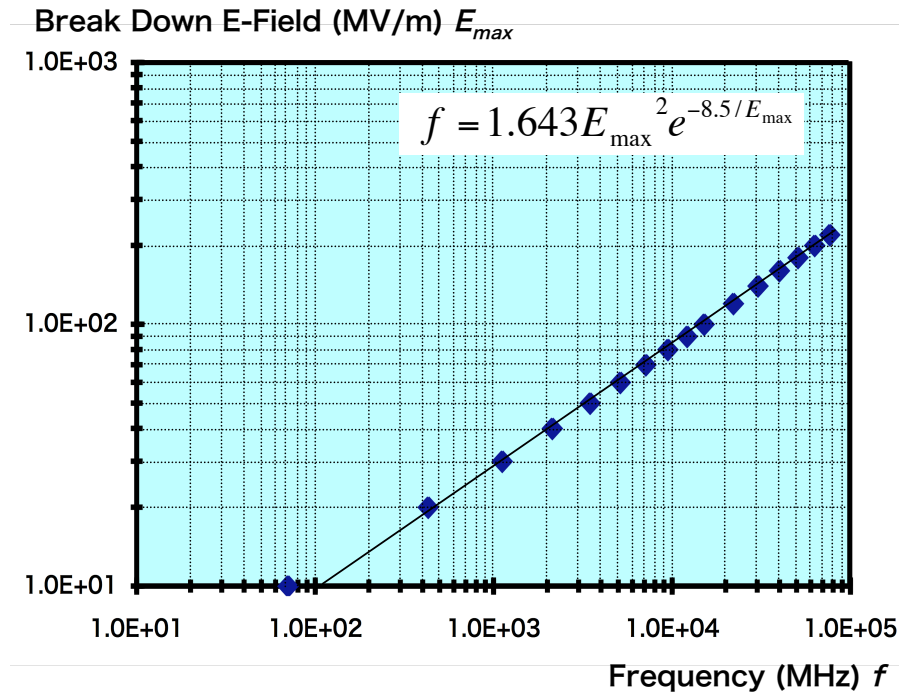


図5. 1 Kilpatrickの関係式のグラフ

同じXバンドでも、 $1/2\pi$ 定在波型加速管では、各加速空洞が結合空洞を介して密結合となっていて加速空洞の位相が固定されているため、比較的工作精度に対する要求は緩く、油田開発用の中性子源等の用途に「ポータブル・リニアック」<sup>2)</sup>として開発されたものが民生品として販売されており、放射線治療装置にも応用されている。これは、Xバンドのリニアック用マイクロ波源として市販で唯一入手可能な、Xバンド パルス・マグネトロン（周波数 9.4 GHz、ピーク出力1.8 MW<sup>3)</sup>）を使用しており、低いピーク出力で所要の6 MVの加速電圧を得るために、58 cmの長さの加速構造を備えている<sup>4)</sup>。電子銃を含めた加速管全体でも約65 cmと、Xバンド使用の本来の目的である、高加速勾配による省スペースを実現したものとはなっていない。

放電電界を検討する際には、加速管だけではなく、導波管についても検討する必要がある。最も放電電界の高い導波管は、導波路が高真空に保たれた真空導波管であるが、特に、医療用途や工業用途の電子リニアックの場合、ロータリー・ジョイント等の可動部が存在したり、スペースや製造原価の制約で、導波管内を高真空に保つことができず、SF<sub>6</sub>等の絶縁ガスを加圧封入して所要の放電電界を達成する場合が多い。一方、導波管の開口部の寸法は、波長に比例して小さくなり、導波管内の電界は、これに反比例して上昇する。SF<sub>6</sub>ガスの封入圧を上昇させれば放電電界も上昇するが、高いガス圧

による導波管の変形や破損、サーキュレータや結合器等の導波管途中のマイクロ波素子の変形や破損、及び加速管、マグネトロンやクライストロン等の真空装置の接続部に必須のRF窓の破損等を考えれば、ゲージ圧で1.5気圧程度がガス封入圧の上限と思われる。筆者の経験では、SF<sub>6</sub>加圧封入の導波管で、Sバンドの場合は、実用的な上限が7～8 MWであり、Cバンドの場合は、その半分の3.5 MW～4 MWで、Xバンドでは、更にその半分の1.75 MW～2 MWが実用的な上限と思われる。即ち、加速構造の小型化を狙って高い周波数帯を選択しても、導波管の放電電界が制約要因となって加速管の入力電力が制約を受け、加速構造の小型化は図れない。

Cバンド帯(5～6 GHz)は、従来から軍事用の追尾レーダに用いられており、CFA (Cross Field Amplifier)等のマイクロ波源が開発されてきたが、近年、電子リニアック用途の高ピーク出力のパルス・クライストロンが、新竹・松本等により開発され<sup>5)</sup>、2 MW ～50 MWの範囲で種々のパルス・クライストロンが東芝により製造されており、市販で入手可能である。

マグネトロンは自励発振型のマイクロ波源素子であり、周波数や位相の制御が、基本的には、マグネトロン共振空洞の機械的チューニングによっており、ボイス・コイル等を用いて高速に制御可能なものもあるが、概して高速の制御には不向きである。一方、クライストロンは基本的に増幅素子であって、外部にドライブ用RF源を必要とするが、周波数や位相の制御は、このRFドライバの電子的制御により可能で、高速でかつ高精度の制御が実現でき、IMRT等の精密放射線治療用途に好適である。

また、加速管に要求される工作精度は、Sバンド加速管の場合の2倍程度であり、上記の通り工作精度要求の緩い $1/2\pi$ 定在波型加速管は勿論のこと、高い工作精度が要求される進行波型加速管についても、在来の工作技術の範囲で製造可能であり、工業製品として成立する。更に、3 MW程度のピーク出力があれば、30 cm以下の短い加速構造で、所要の6 MV程度の加速電圧が得られる。以上の点から、加速周波数としては、Cバンド帯の5712 MHzを選定した。

## 5. 2 加速管に対する要求事項

### 5. 2. 1 加速管の機械的な特性

4. 3節により、加速管の全長は、電子銃を含めて38 cm以下とする必要がある。また、加速管周囲の放射線遮蔽も含めて、加速管の重量を極力小さくする必要がある。加速管自体からの漏洩X線の主な原因は、加速管内部での高エネルギーのビーム損失に起因する制動放射X線であるが、後述の5. 2. 5項に示す通り、加速管出口付近の高エネルギー領域での加速管内部でのビーム損失を極力少なくして、加速管自体からの漏洩X線を減らし、加速管周囲に必要な放射線遮蔽の厚みを薄くする必要がある。また、通常の医療用電子リニアックでは、加速管の周囲にビーム収束用のソレノイド・コイル

を配置したり、ビーム・ライン上に4重極磁気レンズ等のビーム収束用の磁気デバイスを設置したりすることが多いが、これらの磁気デバイスもX線ヘッドの重量増や、ビーム・ライン長の増加に繋がるため、使用しないこととする。

## 5. 2. 2 加速エネルギー及びエネルギー・スペクトラム

4. 1. 1項より加速エネルギーとしては6 MeV帯として、中性子の発生を根絶するため、6 MeV以下で全エネルギー・スペクトラムが5～6 MeVに分布するようにする。

## 5. 2. 3 出力ビーム電流及びパルス繰り返し周波数

4. 1. 2項には、加速器システムの照射野として、15 cm x 15 cmが要求され、この条件で、線量率としては、IEC 60976<sup>6)</sup>の規定の基準校正水槽中で、ピーク深において、500 cGy/minを要求されている。図5.2<sup>7)</sup>は、10 cm水深においてフラットニング・フィルタで15 cm x 15 cmの照射野に平坦化した場合の平坦化損失を示しており、線量率は約80 %となる。また、図5.3<sup>7)</sup>は10 cm水深における平均ビーム電流1  $\mu$ A当りの線量率のビーム・エネルギー依存性を示しており、5.3 MeVの電子ビームの場合の線量率は、平坦化後で8.0 cGy/min/ $\mu$ Aと求められる。以上は全て10 cm水深での値である。

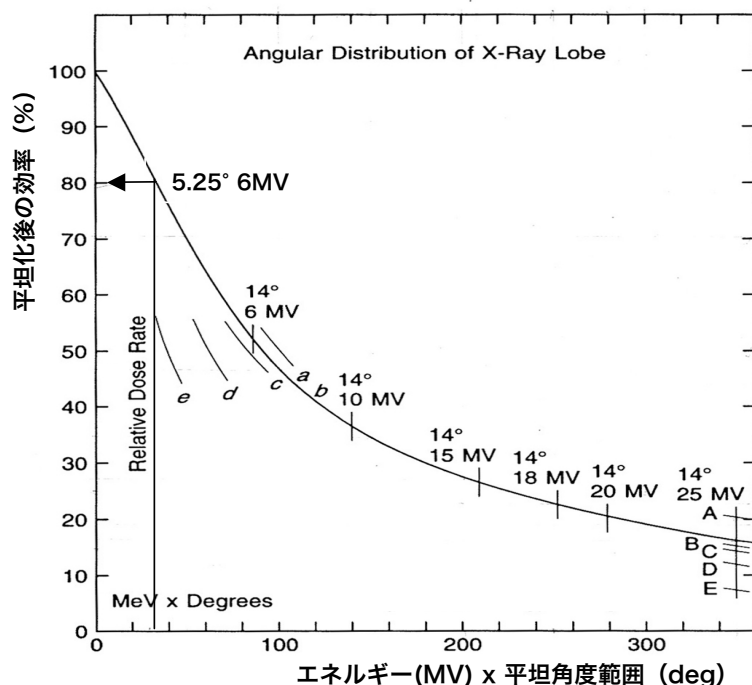


図5. 2 15cm x15 cm照射の平坦化損失

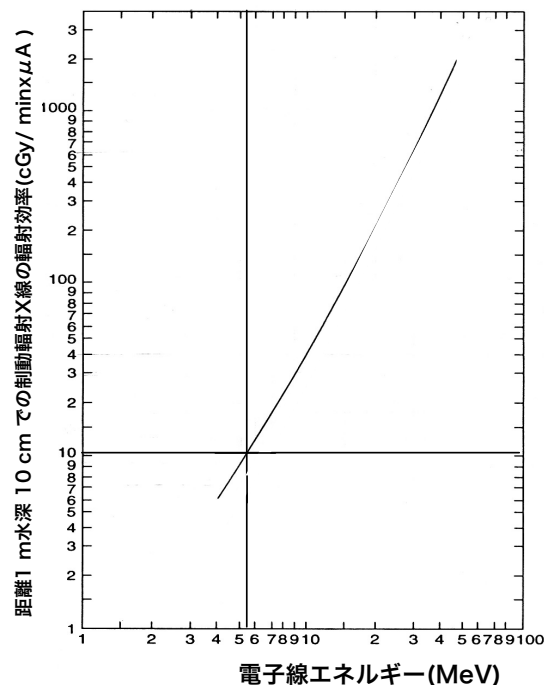


図5. 3 制動輻射X線の輻射効率

図5.4は、実際の6 MV X線モード電子リニアックに深部線量分布特性（PDD: Percent Depth Dose）であり、10 cm水深での線量率はピーク深での線量率の約75%程度となっているため、ピーク深で500 cGy/minを要求した場合10 cm水深では375 cGy/min、従って、加速管からの電子ビームの平均電流値としては、約47  $\mu$ Aと求められる。

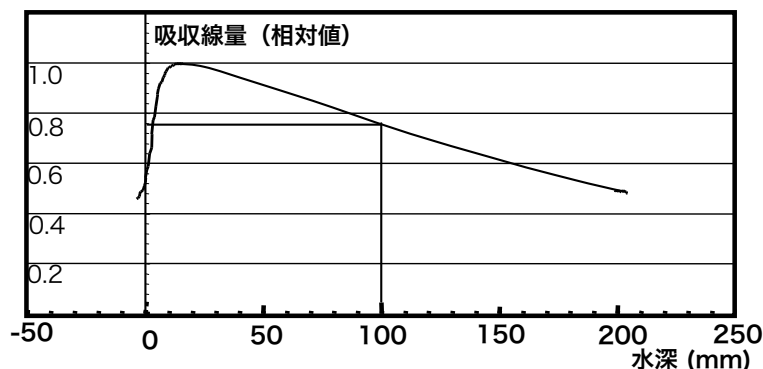


図5. 4 水中での吸収線量特性

電子ビームのパルス幅を3  $\mu$ sとし、パルス繰り返し周波数を280 Hzとすれば、各パルスの電子ビーム電流として約55 mA が必要である。実際には、X線ターゲットでのX線の損失や、フラットニング・フィルタでのX線の減衰等があるため、30 %程度の余裕を見て、75 mAを出力ビーム電流として要求し、75 mA～100 mA程度を運転の範囲と想定する。また、100 cGy/min～500 cGy/minの範囲で、線量率の無段階変化が要求されているが、ビーム電流やパルス幅を変化させれば、加速エネルギーやビーム・オプティクスへの影響が大きいため、パルス繰り返し周波数を変化させて線量率の無段階変化を実現する。

## 5. 2. 4 ビーム・ローディング特性

ビーム・オン時の加速管のエネルギー・スペクトラムの立ち上がり特性は、主に加速管の熱膨張による共振周波数のドリフトにより支配されるが、これについては、第6章で述べる自動周波数調整装置(AFC: Automatic Frequency Controller)により、加速管の共振周波数の変化を追尾し、加速マイクロ波源の周波数が常にその時点の加速管の共振周波数に同調するように制御することによって補正できる。

加速管は、等価的に、内部抵抗を有する定電圧源とみることができ、ビーム電流を増加させると直線的にビーム・エネルギー（ビーム電圧）が低下する。これを加速管のビーム・ローディング特性と呼んでいるが、ビーム・オン時に電子銃電流が変動して、出力ビーム電流が変化すれば、そのエネルギー・スペクトラムも変動する。後述のように、本加速管では、CeB<sub>6</sub>単結晶の直熱型カソードを用いたダイオード型電子銃を使用

する必要があり、制御グリッドの電圧制御により容易にビーム電流の制御が可能なトライオード型電子銃とは異なって、ヒータ電流の制御によりカソード温度を制御して、温度制限領域でビーム電流を制御する必要がある。本加速管に使用したCeB<sub>6</sub>カソードの熱的な時定数は5～6秒程度であり、また、後述のように、加速管に入力された電子ビームの一部がバンチャ部で加速位相から外れ、減速位相で逆に加速されて電子銃側に戻ってカソードに衝突して熱入力となるバック・ボンバードメント現象もあり、ビーム・オン時の素早い電流制御は難しく、ビーム電流が変動しても極力ビーム・エネルギーが変動しないように、ローディング直線の傾斜が極力小さい（即ち等価的な内部抵抗が低い）設計とする必要がある。

### 5. 2. 5 ビーム・オブティクス

X線ターゲット上のビーム・スポット径は、MLCでの散乱や遮蔽特性とともに、照射野の半影を決定する重要な要素であり、小さければ小さいほど良いが、X線ターゲットの温度上昇や繰り返し昇温による熱的なストレスにより制約がある。実際のパルス状の繰り返し入熱を仮定して、温度分布や熱膨張による繰り返し応力及びX線ターゲットのタングステン材の降伏メカニズムのシミュレーション評価を行った結果、X線ターゲットが許容可能な直径1 mm（ビーム電流の1 $\sigma$ 値）を設計目標とする。但し、実際には、シミュレーション計算だけでは評価できない点も多く、実機の耐久試験により最終確認を行うこととする。4. 3節に示す通り、X線ターゲットは、加速管の出口から77 mmの位置に設置するが、この点で上記のビーム・スポット径が得られるようにビーム・オブティクスを設計する。

### 5. 2. 6 加速管からの漏洩X線

加速管内の、特に高エネルギー部分でのビーム損失は、加速管内面での制動輻射X線による漏洩X線の発生に繋がる。ビーム自体の分布に加えて、加速位相に乗れなかった電子や、管内の表面電界が高い場合や表面処理が不適切な場合に発生するダーク・カレントに起因する電子等が、ビーム本体の分布に加えてビームの周囲にハローとして分布し、ビーム自体の損失に加えてこれらも漏洩X線発生の原因となる。

医療用電子リニアックに関しては、IEC 60601-2-1<sup>8)</sup>に装置からの漏洩線量に対する規定があり、本来のX線出力（利用線錐出力）に対して、装置から1 mの距離で最大で0.2 %以下、平均で0.1 %以下の漏洩線量に抑えることが義務付けられている。加速管からの漏洩線量がこの規定を満足しない場合には、加速管の周囲にX線遮蔽が必要となるが、X線ターゲットと比較して加速管は寸法が大きく、これを全体に覆うX線遮蔽は、X線ヘッドの重量面で不利な要素となる。

このため、ビーム・ダイナミクスのシミュレーションによって、加速管内部の加速電圧及び加速位相の最適化を図って、高エネルギー部分でのビーム損失を極小化すると同

時に、加速管内の表面電界を必要以上に上げることを避けるとともに、加速管内面の表面処理に配慮してダーク・カレントの発生を極力抑え、加速管からの漏洩X線を、X線遮蔽が不要となるレベルに抑制することを目標とする。

### 5. 3 加速管の構成

図5.5に電子銃部も含めた加速管の全体構成を示す。加速管全体は、電子ビームの発生源である電子銃と、電子銃からの直流ビームを加速位相に合わせたバンチ状にバンチングし、加速電界の適切な位相に載せるインジェクタ部、更にバンチングされた電子を所要のエネルギーまで加速する、サイド・カップル加速空洞部から構成されている。

本加速管は試作管であるため、電子銃部を分解及び再組み立て可能なボルト止め構造とし、また、到達真空度の問題を恐れて大型の排気管を取り付けたために加速管と比較して大型の構造となっているが、量産管からは、排気管の小型化、ボルト止め箇所の溶接化等により、更に小型化を図る予定である。

インジェクタ部及びサイド・カップル加速空洞部は、定在波型とした。2章で前述の通り、加速構造のエネルギー効率の指標として、加速構造の単位長さ当たりのエネルギー・ゲインの二乗をその加速構造の内面でのRF損失で除した値をシャント・インピーダンスと定義して用いるが、高いシャント・インピーダンスを得ることが可能な $1/2\pi$ 型の定在波型構造とし、更に、加速空洞部は、加速構造の軸方向の長さを最小化できる、サイド・カップル方式を採用した。

インジェクタ部については、5. 5. 2項に示す通り、アキシャル・カップル方式としている。

### 5. 4 電子銃部の詳細設計

空間電荷効果を緩和して良好なビーム・オプティクスを得る点でも、また、加速管のインジェクタ部で良好なキャプチャ特性やバンチング特性を得る点でも、電子銃カソード電圧は高い方が望ましく、特に進行波型加速管の場合には、高電圧が選定される傾向にあり、進行波型加速管の採用が多い科学技術用の電子リニアックの場合、80 kV以上が通常<sup>9)</sup>で、中には500 kVに及ぶカソード電圧を採用しているものもある<sup>10)</sup>。これに対して、工業用や医療用の電子リニアックでは、定在波型加速管を採用し、10 kV～30 kV程度の低いカソード電圧で、高電界のバンチャ空洞へ直接電子を入射することが多い。この場合、インジェクタ部でのキャプチャ特性は余り良好ではなく、電子銃から出力された電子ビームの1/3程度しかキャプチャされて加速されず、残りの2/3程度の電子ビームは加速位相から外れて<sup>11)</sup>加速管内壁で消滅してしまうが、一方、電子銃自体や、カソード配線、電子銃電源等の絶縁処理面で大きな利点がある。

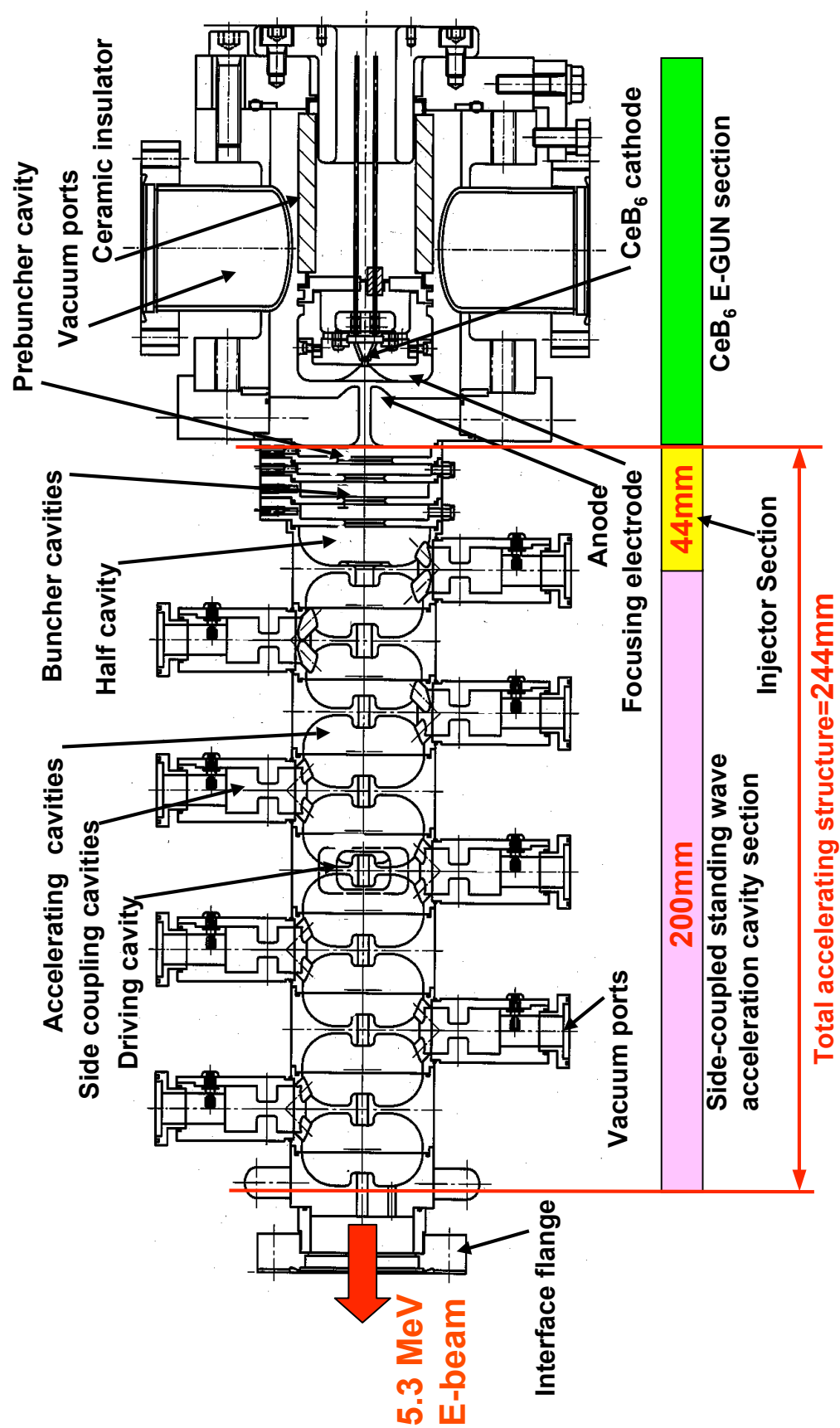


図5. 5 加速管の全体構成図



本加速管でも、3. 1 節に示す通り、X線ヘッドの一部として2軸のジンバル上に装備し、Pan/Tiltの2軸で駆動する必要があるため、可撓性の高圧ケーブルでカソード電圧を供給する必要があり、高圧ケーブルの実用的な絶縁の限界を考慮して、カソード電圧を25 kVとした。

電子銃の構成図を、図5.6に示す。電子銃は、直熱型のカソードと、フォーカス電極及びアノード電極から構成されている。アノード電極は、後段のインジェクタ部のプリバンチャ空洞の一部を形成しており、プリバンチャ空洞の変形を防止する目的で十分な剛性を確保できるように16 mmの板厚としていて、アノード電極の入り口からプリバンチャでRFの加速電界がかかる電子銃出口の位置までの距離は約22 mmある。

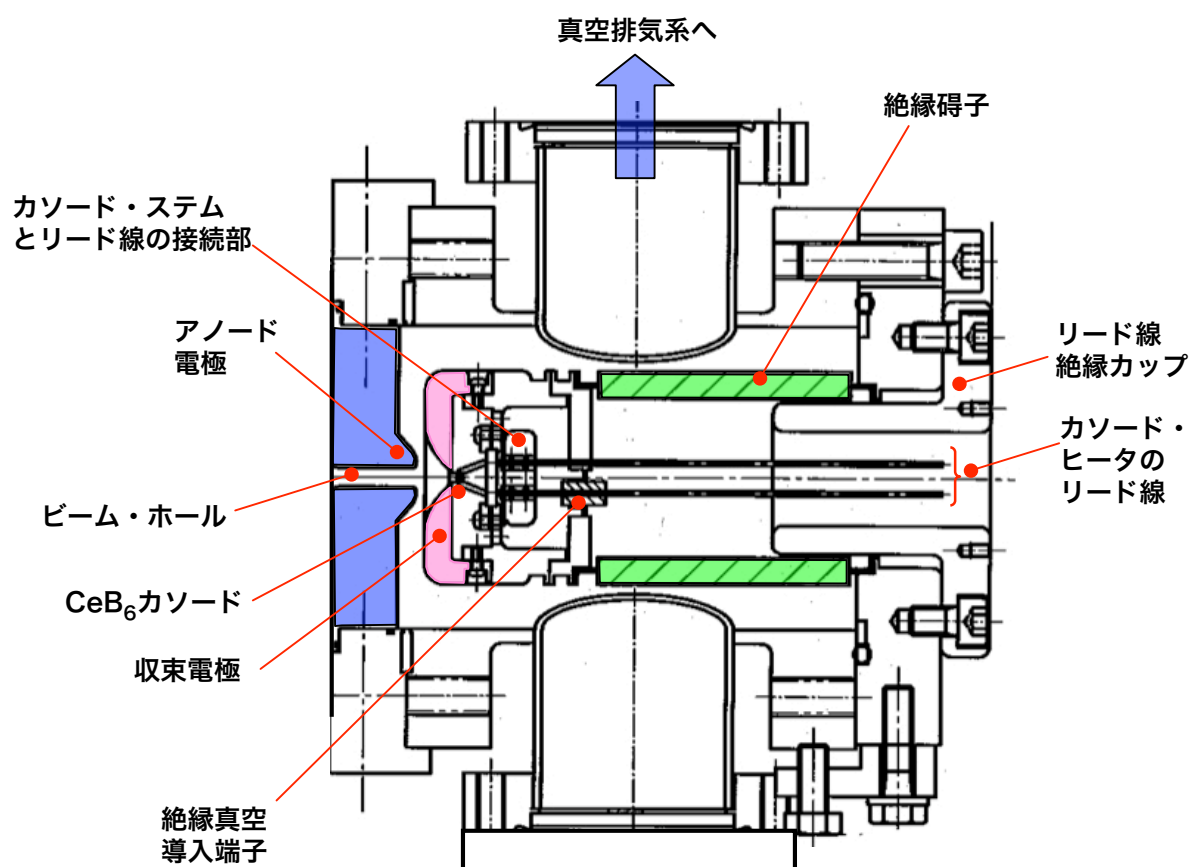


図5. 6 電子銃の構成図

5. 2. 3項に示す通り、加速管出力ビーム電流としては、75 mAを設計電流値とし、100 mAを実用上の上限値としているが、上記のように高電界の定在波型バンチャ空洞に直接電子を入射させる場合、その3倍の電子銃電流が必要となって設計電流値でも225 mA、カソード特性のばらつきや加速管運転条件の余裕等を勘案すれば、400 mA～600 mAの電子銃出力電流が必要となる。600mAの電子銃出力電流を必要とす

る場合の電子銃のパービアンスは、 $0.15 \mu\text{P}$ となり、アノード電極入り口付近で、ビームが最小径(Beam Waist)で  $1 \text{ mm}$ となるとすれば、図5.7 に示す電子銃に関するユニバーサル・カーブから、プリバンチャ空洞の位置でのビーム径は $2.5 \text{ mm}$ を越えており、空間電荷効果によるビーム・オプティクス劣化を補償するため、電子銃出口から加速管のインジェクタ部分に収束用のソレノイド磁場等の磁気デバイスが必要となる。これに対して、 $300 \text{ mA}$ の電子銃電流の場合、電子銃のパービアンスは $0.075 \mu\text{P}$ であり、プリバンチャ位置でのビーム径は約 $1.6 \text{ mm}$ であり、許容の範囲と考えられる。このため、後述の通り、インジェクタ部での電子のキャプチャ特性を改善して、加速管の電流透過率（加速管出力ビーム電流を電子銃電流で除したもの）の設計値を $50 \%$ とし、電子銃の出力電流の設計値を $150 \text{ mA}$ 、実運用の上限を $200 \text{ mA}$ とし、最大出力電流は設計値の2倍の $300 \text{ mA}$ を想定した。

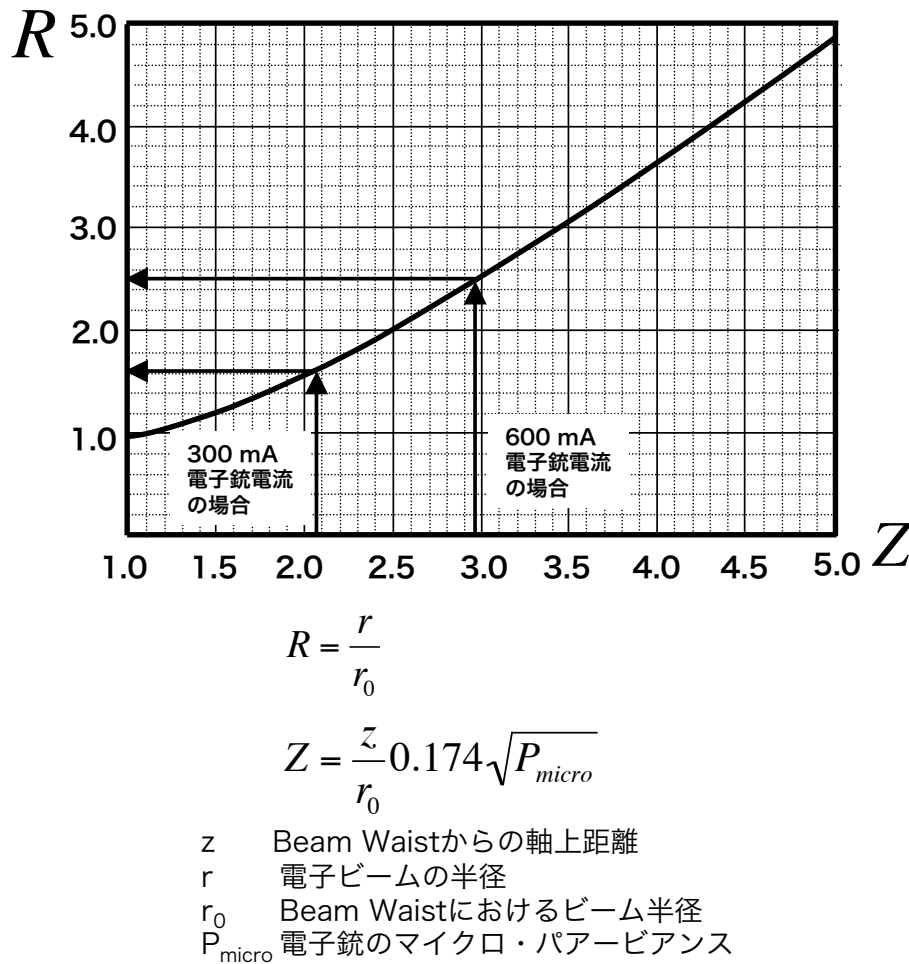


図5. 7 電子銃に関するユニバーサル・カーブ

電子銃の電極構成は、図5.6に示す通り、カソードとフォーカス電極（ウェーネルト電極）及びアノード電極から構成されており、アノード電極の入り口から約 $22 \text{ mm}$ の電子銃出口直近の位置で、設計電流値 $150 \text{ mA}$ の時に、直径 $1 \text{ mm}$ （正規分布の $1\sigma$

値) のLaminar Flowが得られるよう、E-GUN Code<sup>12)</sup>を用いて繰り返しシミュレーション計算を実施して決定した。

通常の電子銃では、ピアース型電子銃の例にあるように、電子はビーム径よりも比較的大径のカソード表面で生成され、フォーカス電極とアノード電極で収束されてアノード入り口直後で設計目標径になるが、収束電界が無くなると、その後直ぐに空間電荷効果によって発散に向かう。特に、大径のカソードの場合、電子銃としてのパービアンスが大きいため、ユニバーサル・カーブ (図5.7) に示す通り、急速に発散に向かい、この収束を保つためには、ソレノイド収束磁場によりBrillouin Flowを達成する必要がある。また、大径のカソードの場合、カソード上の中心から離れた位置で放出された電子は、フォーカスされる際に径方向の運動量を持ってしまい、ソレノイド磁場無しでは、収束状態を保つことが難しい。このため、300 mAの設計最大電流値に見合ったパービアンスの小さな電子銃とし、また電子銃内で電子ビームを収束しすぎないように、E-GUN Codeによる電子ビーム軌跡のシミュレーション計算を繰り返し実施して直径2 mmのカソード径を選択した。図5.8に、実運用の上限値である200 mAの時のシミュレーション結果を示す。

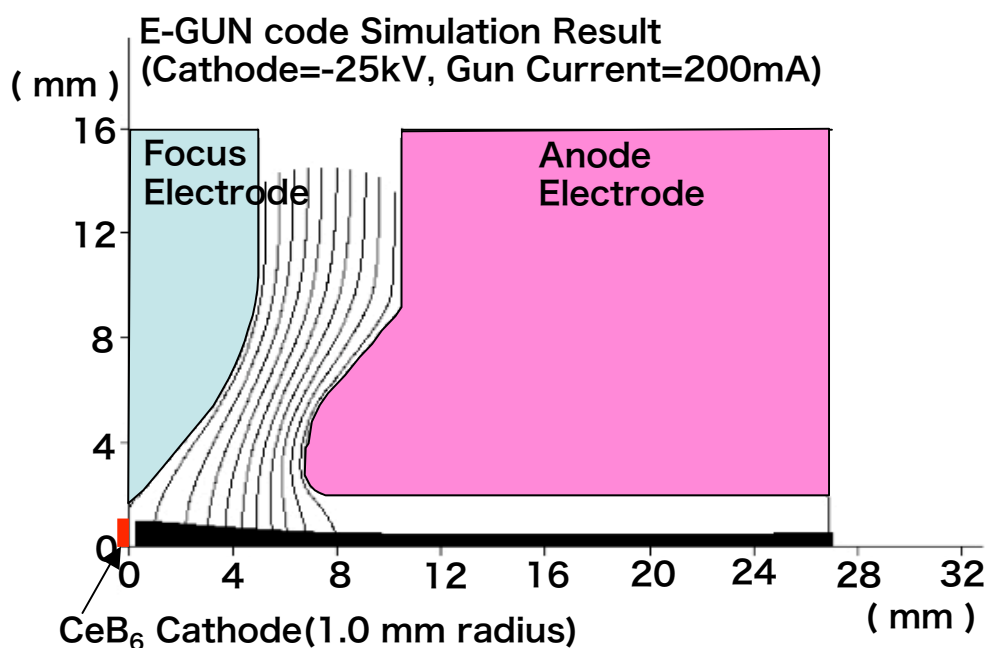


図5. 8 E-GUN codeによる電子軌道シミュレーション結果

電子銃の形式としては、ダイオード・タイプとトライオード・タイプの2種類がある。トライオード・タイプは、グリッド電圧によりビーム電流の制御が可能であり、ヒータ電流の増減によりカソードの熱電流制限領域で出力電流を制御する必要のあるダイオード・タイプと比較して遥かに時定数が短く、制御性が良好であるため、バリウム含浸型のカソードを持つ最近の医療用電子リニアックでは、多くがこのタイプの電子

銃を使用している。グリッド電極は、通常、細いワイヤー・メッシュでできており、ビームの一部はグリッド電極に妨げられて吸収されてしまい、これによる入熱に耐える必要があるが、直径2 mm程度の小径のカソードの場合、非常に細いワイヤーが必要となって、機械的にも熱的にも成立しない。また、後述の通りCeB<sub>6</sub>カソードを選択するが、その表面温度は、バリウム含浸型カソードよりも大幅に高い1800°K程度であり、この点でもグリッド電極は熱的に成立しない。収束電極とアノード電極の間に更に1段の電極を設けてこの電位を制御したり、フォーカス電極自体の電位を制御したりすることによって電子ビーム電流を制御する、アノード変調型電子銃の採用も考えられるが、アノード電位は、カソード電位に対して1 kVのオーダで変調をかける必要があり、その絶縁のために電子銃の構造は複雑となり小型化できない。また、カソード電位にフローティングされた高圧のパルス発生装置が、アノード変調用に必要となって、回路面でも複雑化して適切ではない。このため、ダイオード・タイプの電子銃を選択し、ヒータ電流によりビーム電流を制御することとした。

上記の通り、最近の医療用電子リニアックでは、バリウム含浸型のカソードを使用するものが多いが、このタイプのカソードの、通常の運用カソード温度での実用的なエミッション電流密度は70 mA/mm<sup>2</sup>程度であり、直径2 mmのカソードで300 mAの設計電流に必要な96 mA/mm<sup>2</sup>のエミッション電流密度は得られない。このため、通常の運用カソード温度で200 mA/mm<sup>2</sup>のエミッション電流密度が得られるCeB<sub>6</sub>単結晶のカソード<sup>13)</sup>を選択した。図5.9 にこのカソードの外観詳細を示す。カソードは、エミッション面が直径2 mmの円筒形となっており、CeB<sub>6</sub>の単結晶をグラファイトのパッドを介してヒータ電極で挟みこんでいて、熱的な時定数は約5～6秒程度である。

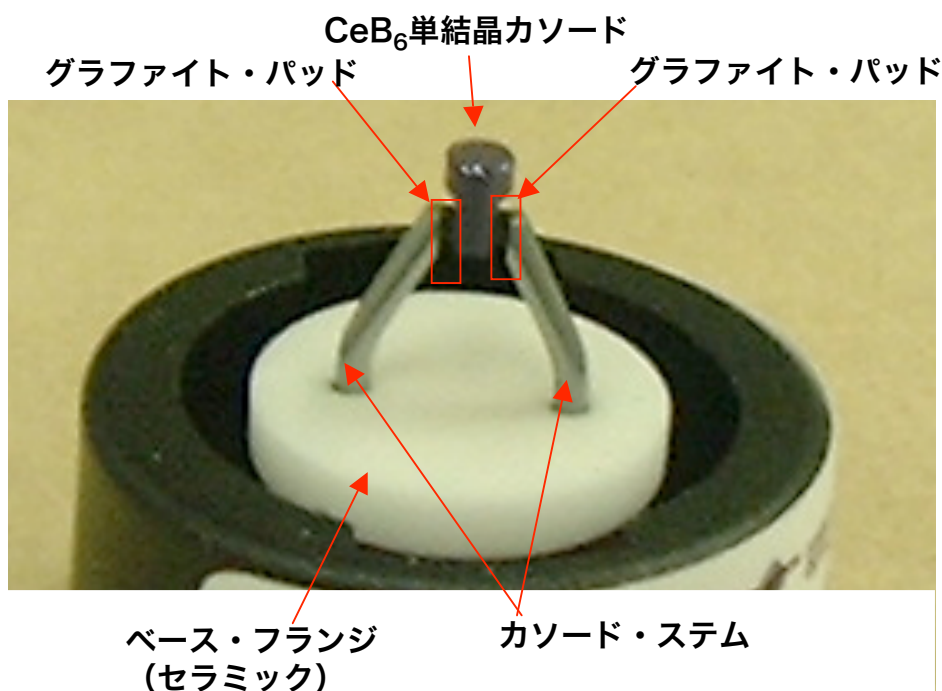


図5. 9 CeB<sub>6</sub>カソードの外観詳細

電子銃電極は、プリバンチャ空洞の一部を兼ねたアノード電極を無酸素銅(ASTM F68 Class 1)で製作し、それ以外の電極は全て非磁性のステンレス(UNS S30403)で製作した。経験的に、電極上の電界強度が 10 MV/mを越えると放電が発生しやすくなるため、SUPERFISH Code<sup>14)</sup>により電極上の静電界強度のシミュレーション計算を行って電極形状の修正を繰り返し、電子銃内の静電界が全ての部分で10 MV/m以下となるようにした。電子銃内の静電界強度の最終結果（シミュレーション計算値）を図5.10に示す。

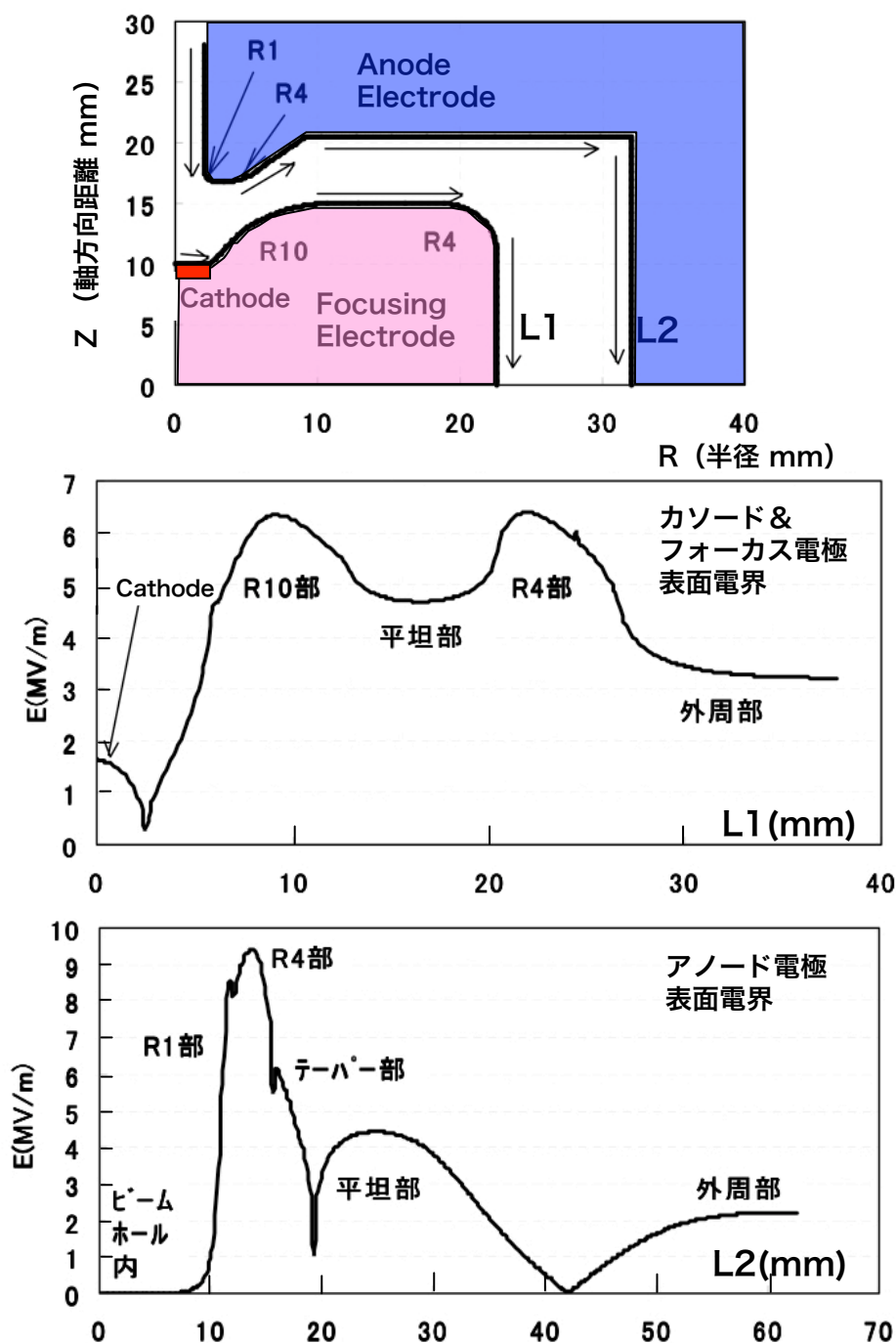


図5. 10 電子銃内の静電界強度の最終評価結果  
(SUPER FISH Codeによるシミュレーション計算値)

## 5. 5 加速構造の詳細設計

図5.5に示す通り、加速構造は44 mmのインジェクタ部と、200 mmのサイド・カップル型の定在波加速空洞部から構成されており、インジェクタ部では、0.3 MeVのエネルギー・ゲインを期待し、定在波加速空洞部では、5 MeVのエネルギー・ゲインを期待し、加速管トータルとして、5.3 MeVの加速エネルギーとなるように設計する。

### 5. 5. 1 定在波加速空洞部の設計

定在波加速空洞は、サイド・カップル型の定在波加速空洞及び結合空洞から構成されている。(5.1) 式によれば、5.7 GHzでは65 MV/mが真空の放電電界である。一方、Tanabe<sup>15)</sup>は、2997 MHzのノーズ・リエントラント型半空洞に、4.4  $\mu$ sの高ピーク・パワー・マイクロ波を入力して、その半空洞からの反射波により空洞内の真空放電の状況を観察し、240 MV/mの真空放電電界を提案している。これに(5.1) 式の周波数依存性を適用して5.7 GHzでの真空放電電界を求めれば、330 MV/mとなる。一方、松本<sup>16)</sup>は、加速空洞内壁でのダーク・カレントが、真空放電電界よりも更に低い電界でも発生すると述べている。これは、加速管内壁の全体としては滑らかであっても、微細な局所構造に注目すれば、電界集中を招くような突起等が存在し、この部分の電界が平均的な加速管内面表面電界よりも高くなって、真空放電にまでは至らなくても、ダーク・カレントのエミッションが発生するとするものである。ダーク・カレントの問題点は、光学特性の悪い電子であるため、ある程度のエネルギーまで加速された後に加速管内面に衝突し、ビーム損失と同様に制動輻射X線を発生して、漏洩X線の線源となることである。稲垣等<sup>17)</sup>は、Cバンドの高加速電界の進行波Constant Gradient型加速管のダーク・カレントの測定を行い、110 MV/mの表面電界強度でも無視できない量のダーク・カレントが発生することを示している。また、ダーク・カレントは、従来型のSバンド医療用電子リニアックでも、6 MVを越える高エネルギー・モードで、加速マイクロ波と電子銃パルスの位相をずらせて頻繁にビームのオン・オフ制御を行うStep & Shoot IMRTを実施する際に、患者の不要被曝の一因となることが、Chen<sup>18)</sup>により報告されており、加速管内の電界強度は極力抑制することが望ましい。但し、これを低く抑えると所要の加速管長が達成できない点と、加速空洞内面でもこの電界レベルに達するのは、電界集中が発生するリエントラント・ノーズ部等のごく一部の場所に限られる点から、加速管内面の表面電界最大の箇所の上限として、「120 MV/m以下」を設計目標とした。

加速管内面の電界分布をSUPERFISH Codeにより計算し、図5.11に示す通り、表面電界の最大値はリエントラント・ノーズ先端部のビーム・ホールとは反対側の面であることを求め、また、この部分の表面電界は、加速空洞の加速勾配（ビーム・ホール軸上の平均的な加速電界で電子のトランジット・タイム効果も含めたもの）の4.3倍である



ことが判明しているため、加速空洞の加速勾配の上限値は 28 MV/mとなる。本加速管では、加速位相上での電子バンチを安定化させ、加速管内でのビーム損失を極力減少させるため、加速位相上の電子バンチの位置を、加速電界の頂点から約 $20^\circ$ 進んだ位相に配置させる設計とする。このため、電子バンチが受ける加速電界は26 MV/mとなる。この条件で、5.0 MeVの設計加速ゲインを得るためには、19 cmの加速空洞セクション長が必要となる。 $\pi/2$ モード空洞の5712 MHzでの空洞軸長は、 $\lambda/2=2.624$  cmであるため、空洞数は8個となる。但し、定在波加速空洞部の入り口では、インジェクタ部からの電子ビームの速度が光速に達しておらず、 $\beta=0.78$ 程度であるため、後述のビーム・ダイナミクス・シミュレーションに基づいて空洞長を調整して、電子バンチと加速電界の位相速度が同期するようにする。

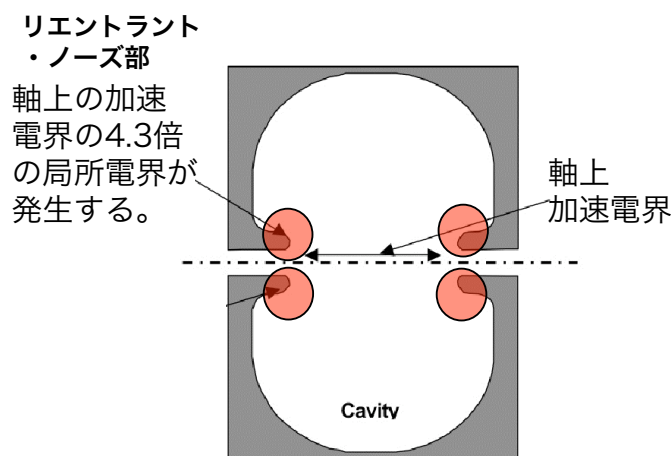


図5. 1 1 加速空洞の最大表面電界発生箇所

## 5. 5. 2 インジェクタ部の設計

図5.12に本加速管のインジェクタ部を示す。

5. 4節で述べた通り、従来の医療用電子リニアックや工業用電子リニアックの定在波型加速管と比較して、電子のキャプチャ特性を大幅に改善するために、電子銃の直後にプリバンチャー空洞を置く。プリバンチャー空洞の目的は、電子銃からの約 $\beta=0.3$ の低エネルギーの電子の速度変調であるため、後続のバンチャー空洞と比較して、プリバンチャー空洞のギャップ電圧は大幅に低い。このため、プリバンチャーは通常、後続のバンチャー空洞や加速空洞とは独立に、主幹のマイクロ波給電系統から方向性結合器等で分割したマイクロ波を、ギャップ電圧調整用の可変減衰器及び駆動位相調整用の可変位相器を介して駆動するのが通常であるが、これらのデバイスは大型で重量もあり、2軸ジンバル上に搭載することはできない。また、駆動時に、同軸ケーブルや可変減衰器、可変位相器が機械的な変形を受けてマイクロ波電力や位相が変動し、ビー



ム・エネルギーや光学特性に無視できない影響を与える恐れがある。このため、後続のバンチャー空洞からの加速空洞内の内部結合で駆動する設計とした。

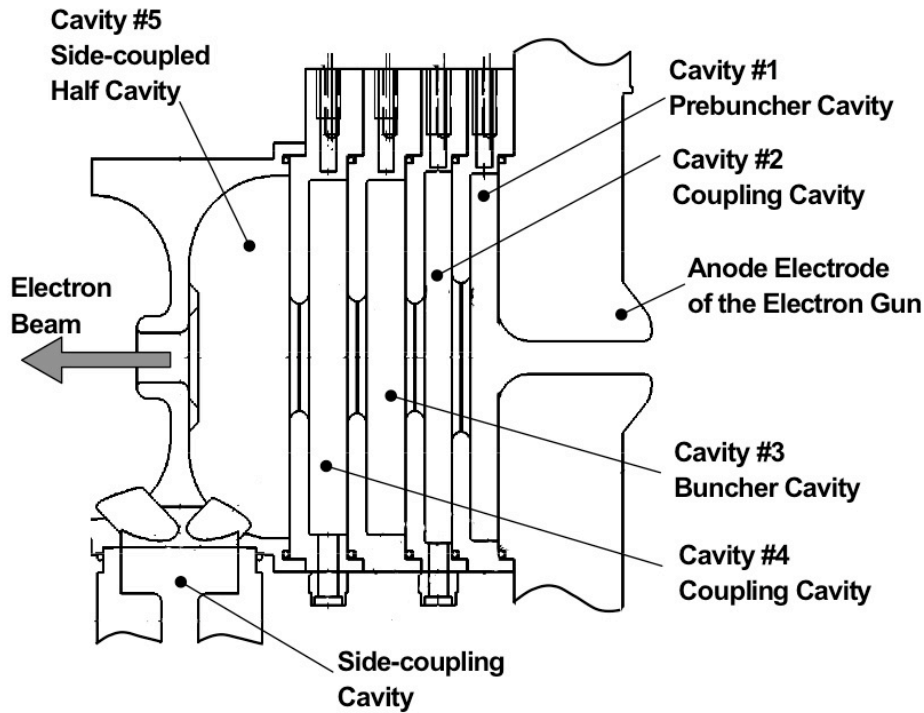


図5. 12 インジェクタ部の詳細

プリバンチャー (Cavity #1)の後段には、結合空洞 (Cavity #2)、第1バンチャー空洞 (Cavity #3)、結合空洞 (Cavity #4) 及び第2バンチャー空洞 (Cavity #5) の順で同軸結合空洞が続く。

インジェクタ部では電子の速度が遅く、これに合わせて各空洞長も短い。このため、サイド・カップリング空洞は機械的にまた製造面でも成立せず、結合空洞が同軸上にある同軸結合を採用した。また、サイド・カップル空洞は、結合空洞の影響により、内部の電界分布に軸非対称な成分がある。これが電子銃からの低エネルギーの電子に影響して光学特性を歪ませる恐れがあり、電子の光学特性の観点からも、インジェクタ部の同軸結合化は望ましい。但し、同軸結合は、加速に寄与しない結合空洞が加速管長に加算され、加速管長短縮の点からは不利である。結合空洞 (Cavity #2)には加速電界が存在せず、プリバンチャー空洞の後のドリフト・スペースとなっている。第1バンチャー空洞 (Cavity #3)は後続の結合空洞 (Cavity #4) により駆動される。第2バ

ンチャ空洞（Cavity #5）は、サイド・カップル型のハーフ・キャビティであり、後段の定在波加速空洞部からサイド・カップルで駆動している。

この空洞は、ギャップ電圧を上げる必要がない点、及び前段部分への同軸結合孔の形状の点で、リエントラント・ノーズの無い空洞としているが、リエントラント・ノーズが無いために、サイド・カップル空洞の影響を受けやすい。空洞内の電界は、図5.13のHFSS Code<sup>19)</sup>シミュレーション計算結果の通り、全般的には軸対称にはなっていない。加速管軸近傍の領域についてみれば、顕著な軸非対称性は見られないが、ビーム・ホールより外周に近づくに従って、結合アイリスに偏って高電界部分が存在する軸非対称性が顕著となっている。この非軸対称電界の影響がビーム軌道に与える影響の定量的なシミュレーション計算評価は難しいが、5. 8. 3項に述べるビーム・プロファイルの軸対称性の崩れや、大電流運転条件でのビーム径の増加の原因となっているものと思われる。

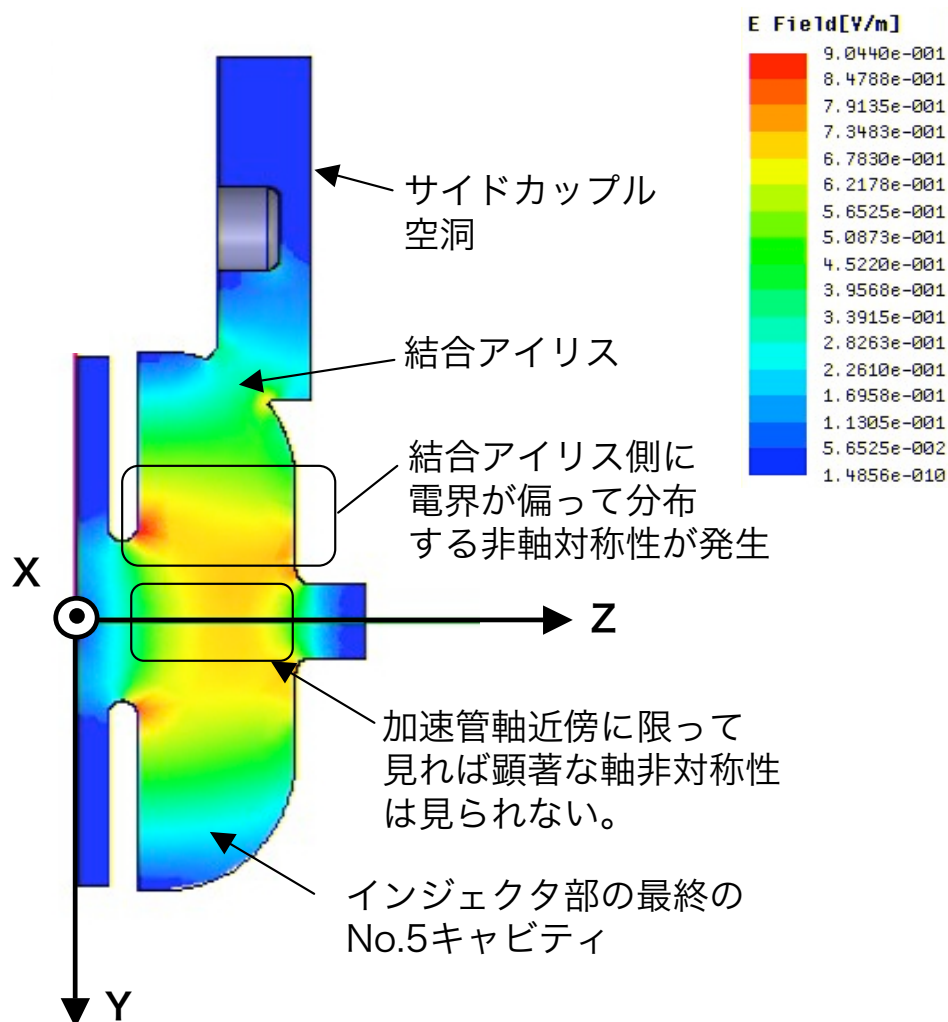


図5. 13 Cavity No.5内部電界の非軸対称性  
(HFSS Codeによるシミュレーション計算結果)

### 5. 5. 3 ビーム・ローディング効果

加速用マイクロ波は、定在波加速空洞部のほぼ中央部に設けた、サイド・カップル空洞と直交する軸のドライブ空洞から、RF窓を経由して供給しており、加速管と外部のマイクロ波供給回路の結合量は、ドライブ空洞と定在波加速空洞の間を隔てる結合アイリスの開口寸法により調整する。ビーム・ローディングが無い場合の加速管を外部からみた時のVSWRを加速管の結合定数 $\beta_0$ と呼んでおり、外部のマイクロ波供給回路との結合量の指標となっている。この場合、ビーム・ローディング・カーブは、以下の式で表される。

$$V = \frac{2\sqrt{\beta_0}}{1+\beta_0} \sqrt{P_{RF}rl} \cos \phi - \frac{rl}{1+\beta_0} I_b \quad (5.2)$$

本式で、 $V$ は加速管のビーム・エネルギー、 $P_{RF}$ は外部から供給するマイクロ波電力、 $r$ はシャント・インピーダンス、 $l$ は等価的な加速管長、 $\phi$ は電子バンチの加速電界頂点からの位相角、 $I_b$ はビーム電流である。設計値としては、 $P_{RF}=2.0$  MW、 $l=0.21$  m、 $\phi=20^\circ$ である。また、シャント・インピーダンス $r$ は、SUPER FISH Codeの計算値からは150 M $\Omega$ /mが得られるが、実際には表面切削精度の影響により、Cバンドで約80%程度となることが経験的に判っている。また、インジェクタ部は更にシャント・インピーダンスが低く、加速管全体のシャント・インピーダンスの値としては、100 M $\Omega$ /mとした。ビーム電流が75 mAの場合に外部回路とインピーダンス・マッチングがとれる条件は、 $\beta_0=1.4$ であるが、ビーム・ローディング・カーブの勾配をなるべく少なくするため、若干オーバー・カップルとして設計し、 $\beta_0=1.6$ とした。これらを、上式に入れて、ビーム・ローディング・カーブとしては、下式に示す通りとなる。この式によれば、ビーム電流がゼロの時のビーム・エネルギー（ノーロード・エネルギー）は5.925 MeVである。また、ビーム電流が定格運転条件の75 mAの時5.319 MeVであり、10 mAのビーム電流の変動に対して、0.08 MeVのエネルギー変動にとどまっている。

$$V(\text{MeV}) = 5.925(\text{MeV}) - 0.00808 I_b(\text{mA}) \quad (5.3)$$

### 5. 5. 4 数値シミュレーションによる最適化設計

加速空洞及び結合空洞の個々の空洞の形状決定及び表面電界の評価については、SUPER FISH Codeを使用して実施した。

また、加速空洞と結合空洞の結合アイリスやドライブ空洞と加速空洞の結合アイリス部については、MAFIA Code<sup>20)</sup>を用いて製作仕様を評価した。

更に、各空洞のギャップ電圧値については、EMSYS Code<sup>21)</sup>を用いて最適化設計を行った。EMSYS Codeは、PIC(Particle In Cell)による電子軌道のシミュレーション機能を持ったFCI(Field Charge Interaction) Codeである。電子リニアックのビーム・ダイナミクスのシミュレーション計算に通常使用されるのは、PARMELA Code<sup>22)</sup>であるが、これは、ギャップ電圧を使用者が指定してやる必要があり、電子バンチのローディングによるギャップ電圧の変化を使用者側で計算して求める必要がある。一方、本加速管では、複雑な空洞構成のインジェクタ部が、定在波加速空洞部に結合されて内部フィードで駆動されており、電子バンチのビーム・ローディング効果が陽に求まらないため、PARMELA Codeは適用できない。一方、EMSYS Codeは、FCI Codeであり、ビーム・ローディング効果を含めてギャップ電圧を補正して計算してくれるため、本加速管のビーム・ダイナミクス評価が可能である。EMSYS Codeによるシミュレーション結果の図5.14に示す。但し、EMSYS Codeは加速管の各空洞に軸対称性を仮定しているため、軸に非対称な電界の歪みの効果は評価できない。

各空洞の温調設計については、ANSYS Code<sup>23)</sup>を使用して評価した。加速空洞モデルとしては、最も熱負荷の高いサイド・カップル加速空洞部の加速空洞を評価し、軸対称な半空洞の1/4をモデル化した。熱入力については、SUPER FISH Codeによる空洞内面の表面電流によるオーム損失を熱入力とした。この結果を図5.15に示す。図中、水経路は8 mmとして加速空洞の4隅に配置し、冷却水は30℃で流速は5 m/secとした。この場合の冷却水壁の熱伝達率は、17000 kcal/m<sup>3</sup>/h/℃となるが、冷却水路内面の汚れの影響を考慮して10000 kcal/m<sup>3</sup>/h/℃と仮定した。ビーム・ローディングのある場合の最大の熱負荷の条件と思われる、1空洞当り240Wの熱損失の場合でも、図5.15に示す通り、最も高温となるリエントラント・ノーズ部で約50℃であり、特に問題無い見通しが得られた。

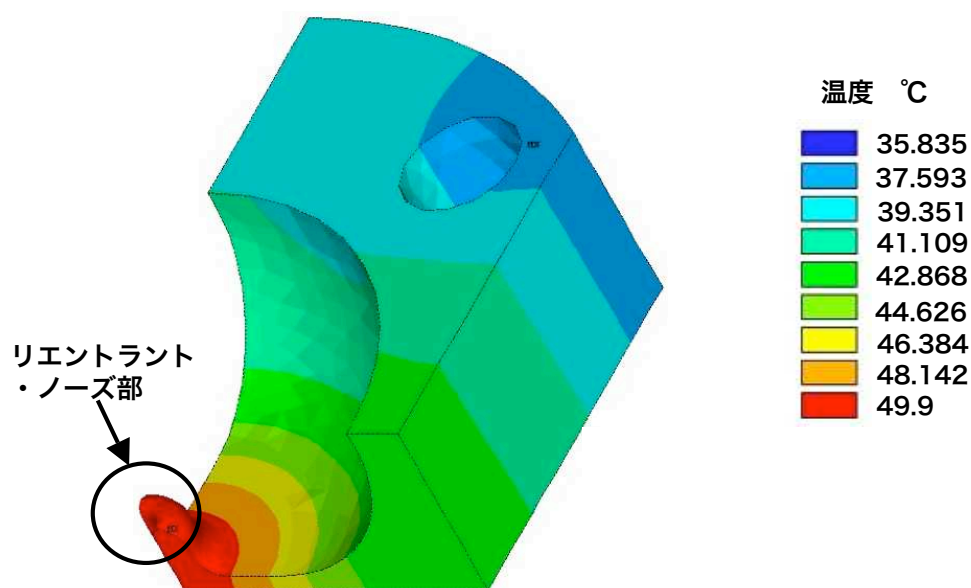


図5. 15 サイドカップル加速空洞の熱解析結果

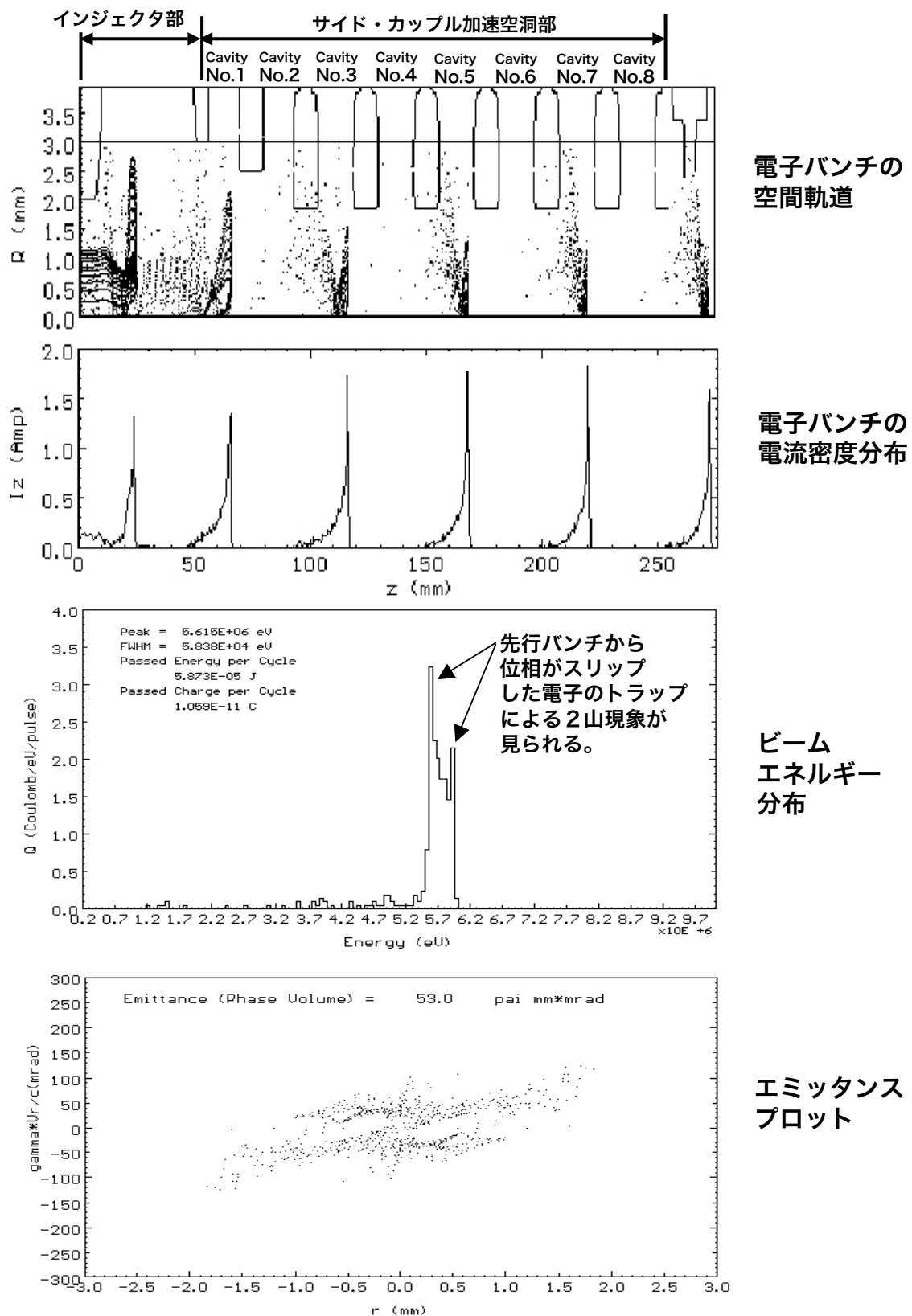


図5. 14 EMSYS Codeによるビーム・ダイナミクス・シミュレーション結果

## 5. 6 加速管の製作

加速空洞及びサイド・カップルの結合空洞の部品構成は図5.16 に示すよう各空洞をその中心から軸に直交する平面で切った形で2分割し、これを真空ロー付けで組み立てていく構成とした。

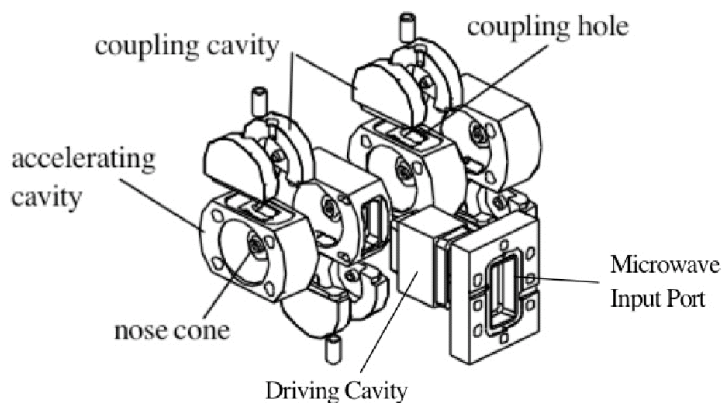


図5. 16 加速管部品構成及び組立て法

1 ユニット分の結合空洞と加速空洞の写真を図5.17 に示す。図中上部の結合空洞は、2分割の部品が合わさって、完成した形となっているが、加速空洞は、半空洞同士が背中合わせに組み合わさった形となっている。

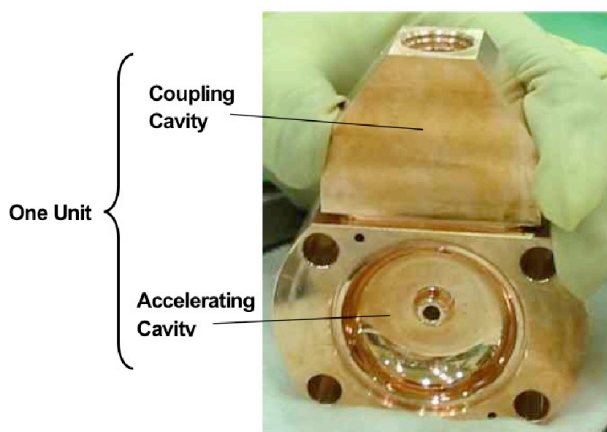


図5. 17 加速管の1ユニット分の部品  
組み合わせ写真

このユニットを加速管軸に沿って重ねていくことにより、加速空洞が完成し、加速管全体を構成する。各空洞は、無酸素銅（ASTM F68 Class 1）とし、Q値やシャント・インピーダンスの低下を防ぎ、また真空放電を防止するため、空洞内面は、ダイヤモンド・カッターの超精密旋盤仕上げとした。また、加速空洞と結合空洞間の結合アイリス及び、加速空洞とドライブ空洞間の結合アイリスは、超精密の5軸マシニング・セ



ンターで設計形状に仕上げた。結合アイリスは、加速管軸に対して45°の角度をなすように設計し、アイリス周囲にシャープ・エッジが残らないように工夫して、真空放電の問題を回避した。仕上げを終わった状態の加速管部品図を図5.18に示す。

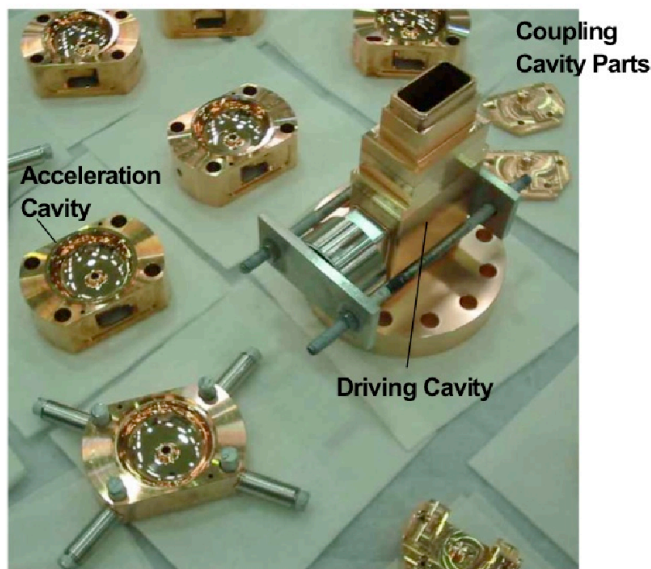


図5. 18 仕上げを終了した状態の加速管部品の写真

電子銃の部品は、前述の通り、金属部品は非磁性のステンレス(UNS S30403)で製作した。但し、アノード電極は、その裏側がプリバンチャ空洞の壁面となっているため、無酸素銅 (ASTM F68 Class 1) で製作している。カソード・アセンブリは、接地電位からの絶縁のためのセラミックの円筒と、その先端に取り付けられたカソードから構成されており、真空容器にボルト止めしている (図5.19)。

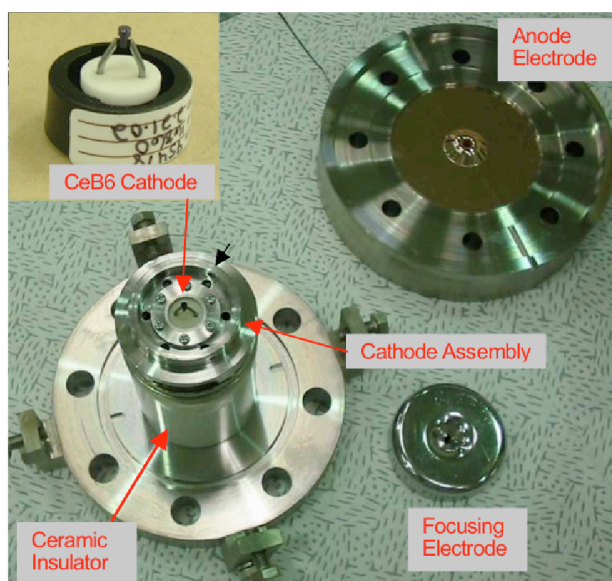


図5. 19 電子銃部品の写真



試作した加速管全体の写真を図5.20に示す。通常の医療用電子リニアックの定在波型加速管では、加速管RF窓部のみから排気を行っている設計が多いが、Cバンド加速管では、ビーム・ホール径が小さく排気系のコンダクタンスが悪いため、加速管内や電子銃部で到達真空度不足の恐れがある。このため、本試作管では、アウトガス量の多い、X線ターゲット部、RF窓部及び電子銃部に直接排気管取り付け付けて排気するのに加え、結合空洞頂部から小型のベローズを介して排気管に接続して真空排気を行っている。図中、加速管の上下に設けた配管は、この排気管である。但し、量産管では、製造原価の低減を目的として、排気系を簡略化かつ小型化し、製造時に十分なベーキングを実施することでアウトガスを低減して、所要の真空度が達成できるようにしていく必要がある。

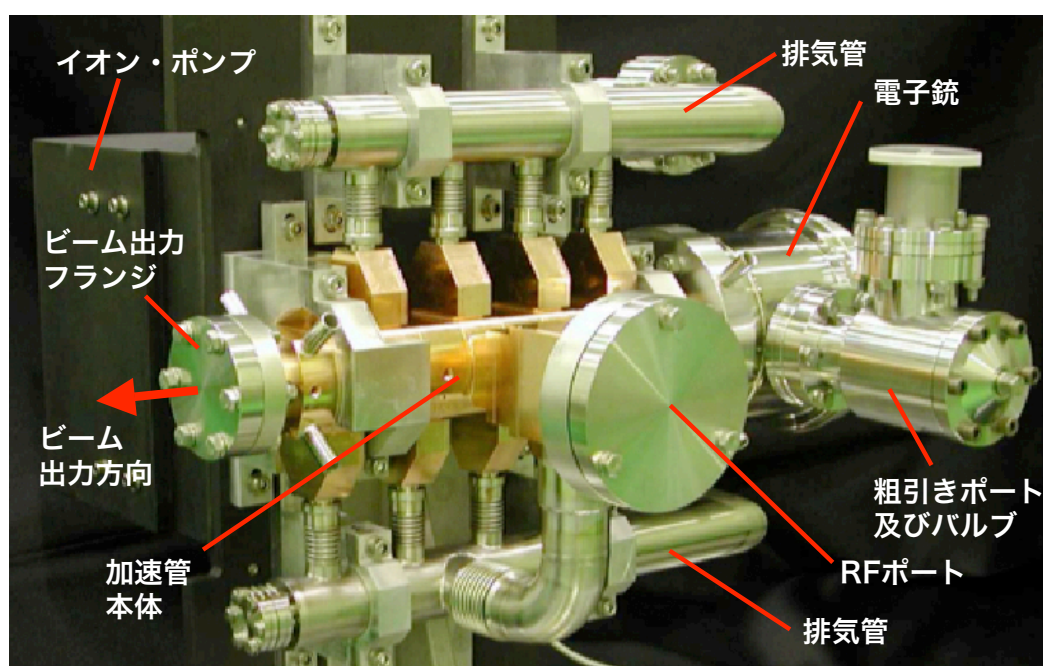


図5. 20 加速管の完成写真

## 5. 7 電子銃の特性評価<sup>24)</sup>

加速管全体の特性評価に先立ち、電子銃からのビームの特性評価を実施した。図5.21に示す通り、電子銃の出口付近にワイヤ・スキャナを設置し、これを電子銃軸に直交する平面内で縦・横に走査することで、電子ビームの電流分布を計測した。ワイヤ・スキャナは、電子銃のビーム軸上の位置も調整できるようになっている。カソード電圧は設計値である  $-25\text{ kV}$  とし、ビーム電流は、カソード電圧の給電高圧線に流れる電流をコア・モニタで計測して求め、カソード・ヒータ電流を調整することにより制御した。

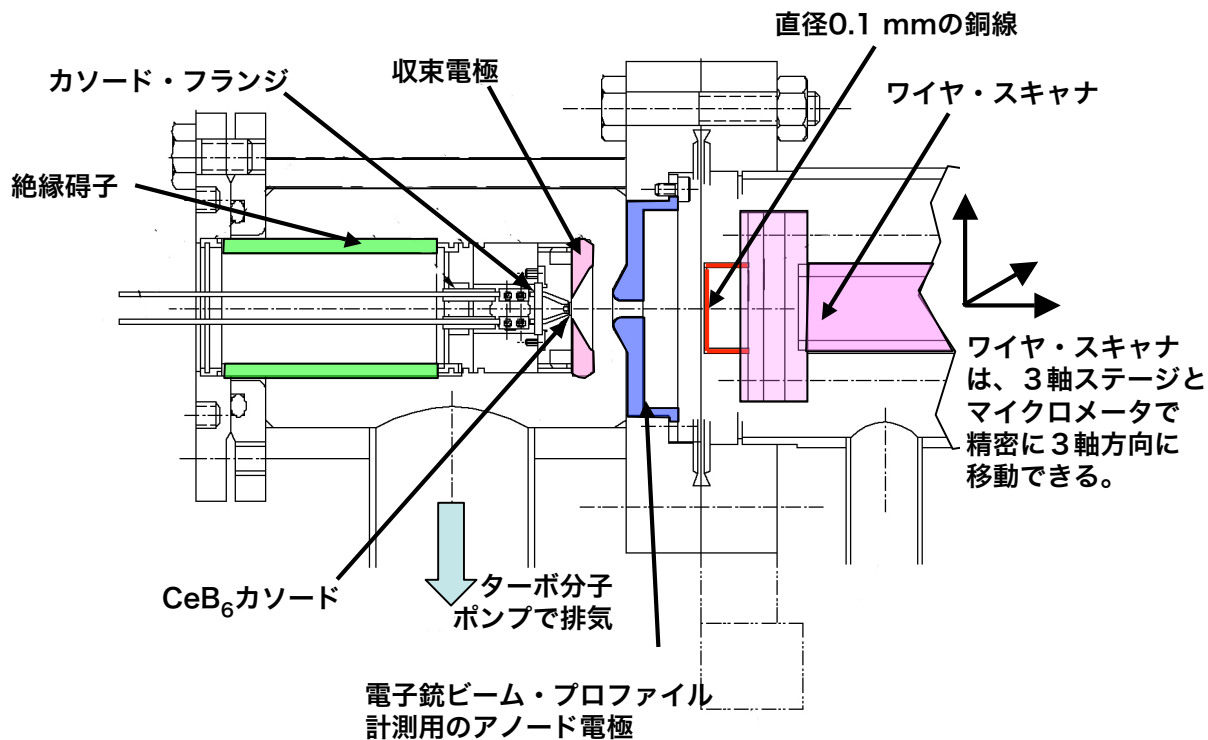


図5. 21 電子銃ビーム・プロファイル計測セットアップ

図5.22にカソード・ヒータ電流と電圧及びカソード温度の関係を示す。カソード・ヒータの抵抗値は、カソード・ヒータ電力及び温度の上昇とともに低下しており、カソード・ヒータの制御としては、電圧制御ではなく、電流制御が必要であることが判る。

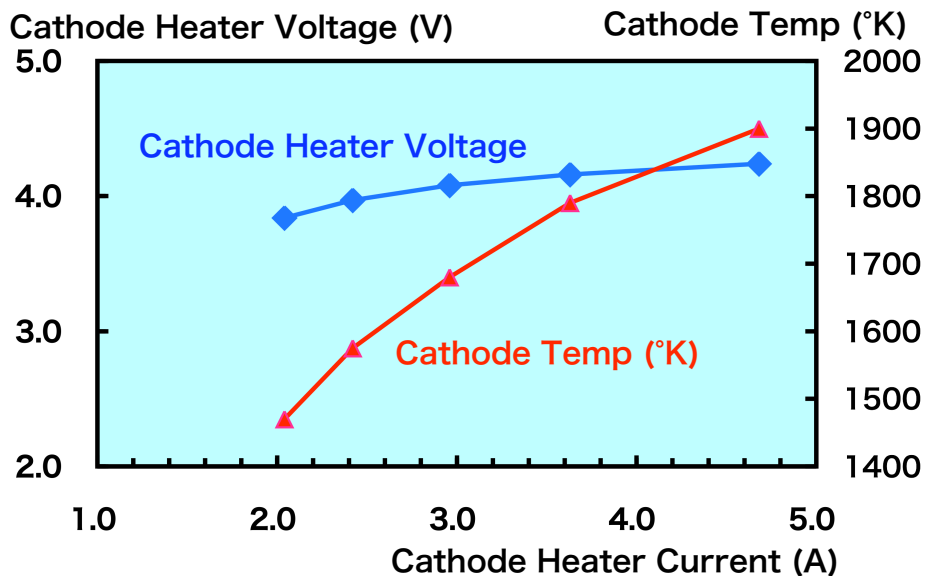


図5. 22 カソード・ヒータの特性

図5.23にビーム電流が、102 mA、155 mA及び215 mAの時のワイヤ・スキャナによるビーム電流分布の計測結果を示す。

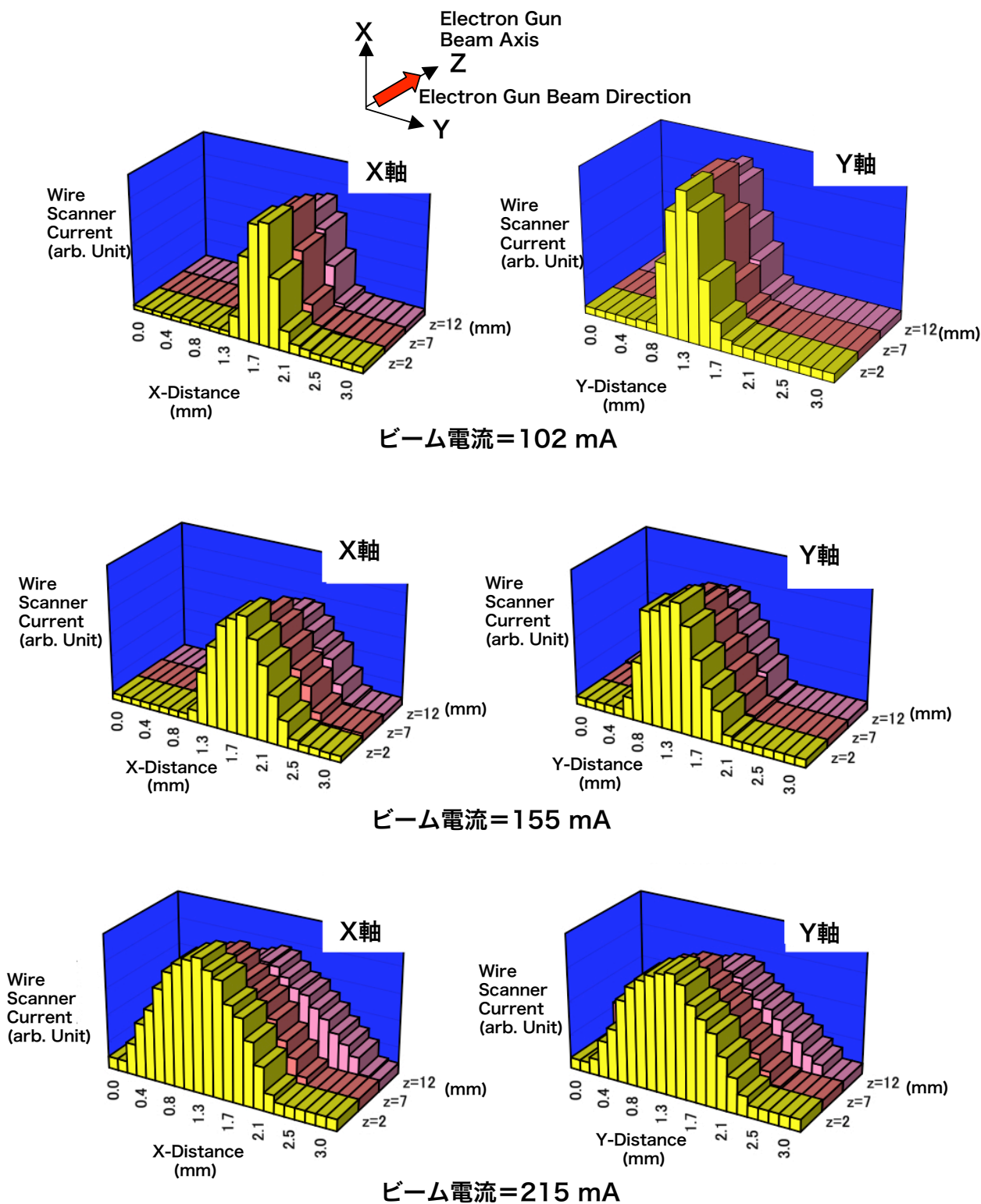


図5. 23 電子銃の出力ビーム・プロファイル  
(ワイヤ・スキャナでの計測結果)

ビーム電流が155 mA及びそれ以下では、電子銃の出口から、2 mm、7 mm、12 mmの距離のビーム・プロファイルがほぼ変化が無く、設計通り、Laminar Flowが達成できている。また、ビーム電流が155 mAの場合には、FWMH(Full Width Half Maximum)径はほぼ 1 mmであり、正規分布を仮定した場合にはこれは、ビーム径=0.85 mm( $1\sigma$ )にあたり、設計目標である「ビーム電流=150 mAの時にプリバンチャー空洞位置で、Laminar Flowを達成し、ビーム径=1.0 mm ( $1\sigma$ )」が達成できている。ビーム電流が215 mAの場合には、FWHMビーム径が1.5 mmであり、電子銃出口から離れるに従って急速にビーム径が増加しており、Laminar Flowの条件が崩れている。

## 5. 8 加速管全体の特性評価 <sup>24)</sup>

### 5. 8. 1 測定の方法

加速管全体のビーム特性の評価は、図5.24に示すテスト・ベンチにて行った。

加速管の出口直後には、ビームの電流分布を計測するための、ビーム・プロファイル・スキャナを配置した。高エネルギーのビームの場合、電子銃の特性評価で使用したようなワイヤ・スキャナではビームがそのまま透過してしまうため、6 MeV エネルギーの電子をフル・ストップするのに十分な厚さ2.5 mmタングステン板をビーム・ストッパーとして、ビーム軸に直交する平面内でX軸又はY軸方向に、マイクロメータで移動する構造にしている。実機でのX線ターゲットの位置は、加速管出口から77 mmであるが、ビーム・プロファイル・スキャナの機械的な制約で、ビーム・ストッパーの加速管軸上の位置は加速管出口から88 mmと若干遠目になっている。ビーム・ストッパーを通過した電子ビームは、その後段にあるビーム電流計（コア・モニタ）で測定される。ビーム・ストッパーを移動してビーム電流を計測し、ビーム・ストッパーの移動量でビーム電流を微分すれば、その軸方向のビーム電流分布が求まる。

ビーム・プロファイル・スキャナの直後には、ビーム電流計No.1を配置した。このビーム電流計は、加速管の出力ビーム電流を求めるとともに、上記の通り、ビーム・プロファイル・スキャナと組み合わせて、ビーム電流分布を求めるのに使用した。

ビーム・エネルギーの分析用として、加速管の出口から1380 mmの位置に90°のビーム偏向磁石を配置し、この後段にエネルギー分析用のスリットを配置している。偏向磁石の中心軌道の半径は175 mm、スリットの開口は4 mm、加速管軸からスリットまでの距離を460 mmとしており、エネルギー分解能は約 0.08 MeV である。更に、加速管軸から 665 mmの距離にビーム電流計No.2を配置し、その直後にビーム・ダンプNo.2を配置した。ビーム偏向を行わない時には、ビーム・ダンプNo.1でビームが処理される。

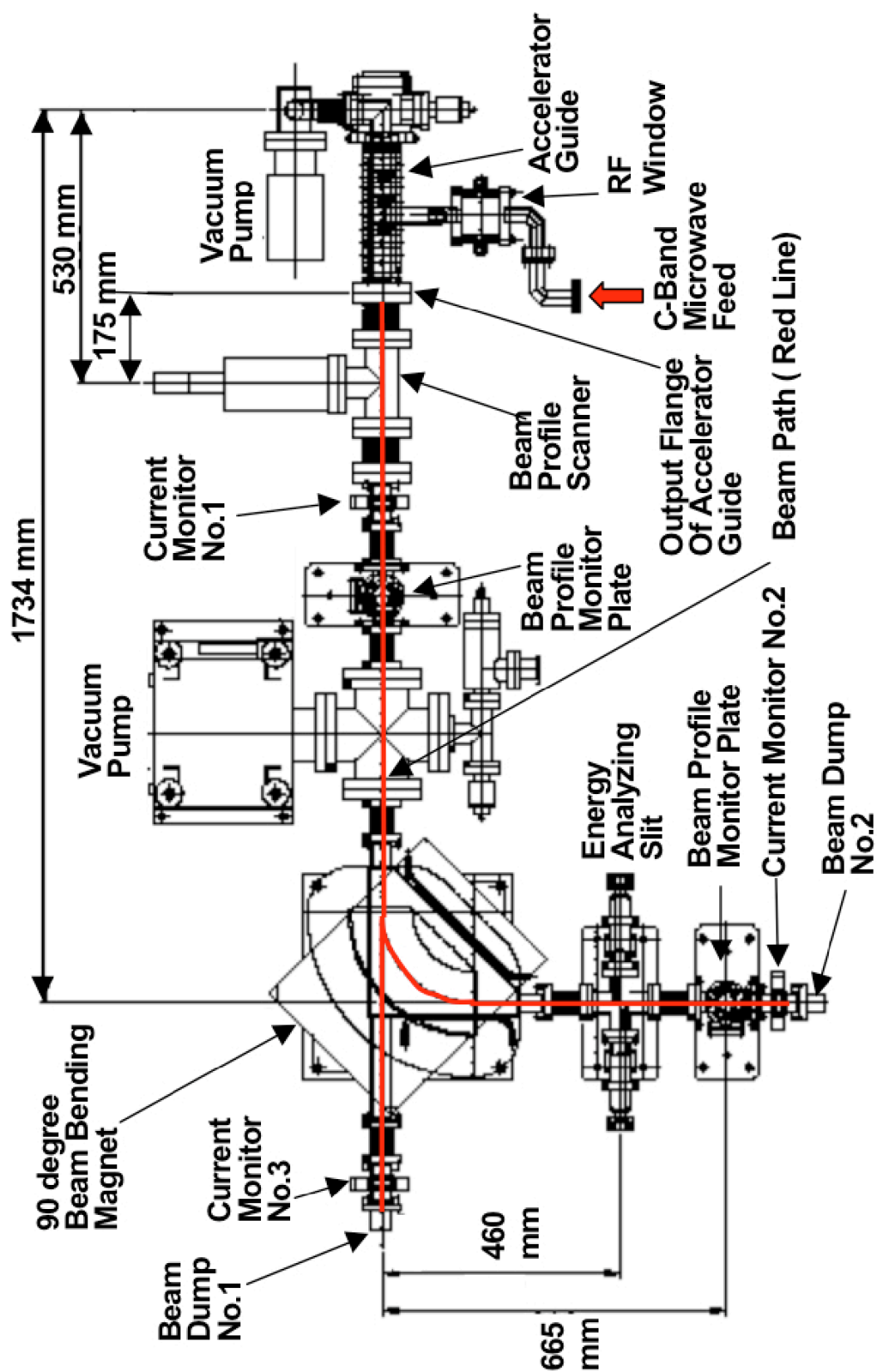


図5. 24 加速管ビーム特性評価用テスト・ベンチの構成図



テスト・ベンチ用のマイクロ波給電系を図5.25に示す。実システムと同じ東芝製クライストロン（E3773A）を使用し、実システムと同じ、マイクロ波パルス幅＝ $5\mu\text{s}$ 、電子銃パルス幅＝ $3\mu\text{s}$ としているが、安全上、実システムの1/30のパルス繰り返し周波数の10 Hz（一定）で運転した。また、マイクロ波周波数チューニングは、後述のAFCを使わず、加速管RF窓に近接したベータ・ホール・カップラ(BHC : Bethe Hole Coupler)でモニタして、加速管からの反射波が最小になるように手動で調整した。クライストロン出口から加速管RF窓直前までのマイクロ波給電系の損失の実測値は、5712 MHzで、1.9 dBである。マイクロ波のピーク電力は、クライストロン出口での計測値をクライストロンのデータ・シートに基づいて確認し、上記の給電系損失を用いて、加速管のマイクロ波入力（加速管RF窓でのピーク電力）を推定した。

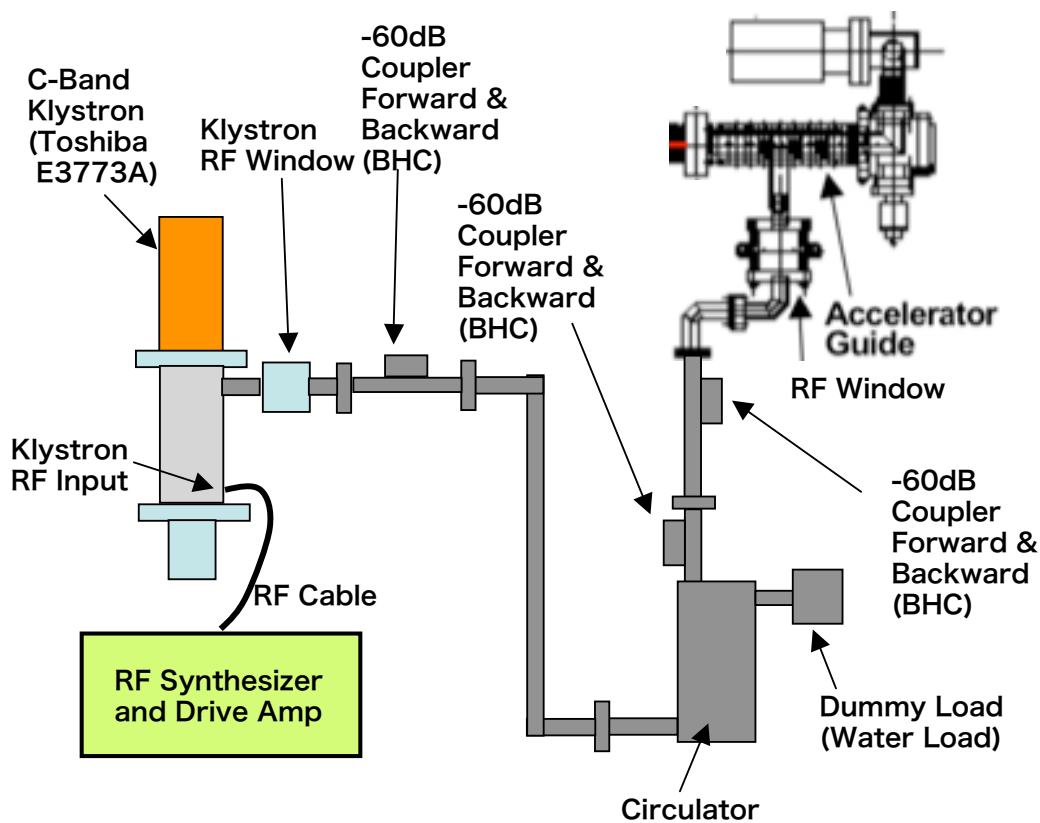


図5. 25 加速管ビーム特性評価用テスト・ベンチの構成図

## 5. 8. 2 ビーム透過率

加速管マイクロ波入力が2.0 MWの時の、ビーム透過率を表5.1に示す。出力ビーム電流＝75 mAの時のビーム透過率が58 %で最も良く、100 mAでも56 %の透過率が得られており、ほぼ設計通りの結果であった。これは、前述の通り、一般的な医療用電子リニアックの加速管のビーム透過率である約30 %よりも遥かに良好な値であり、イン

ジェクタ部の最適化の効果が出ていると考えられる。出力ビーム電流が125 mAの時にはビーム透過率が44%まで低下しているが、これは、5. 8. 4項で述べる通り、ビーム・ローディングの変化により、インジェクタ部内部のギャップ電圧が低下して、バンチング時のキャプチャ効率が低下するとともに、5. 8. 3項で述べる通り、ビームの光学特性が劣化して、加速管内でのビーム損失が増加したためと思われる。

表5. 1 ビーム透過率

出力ビーム電流(mA) CM No.1の読み	50	75	100	125
電子銃ビーム電流(mA) カソード電流	100	130	180	285
ビーム透過率 (%)	50	58	56	44

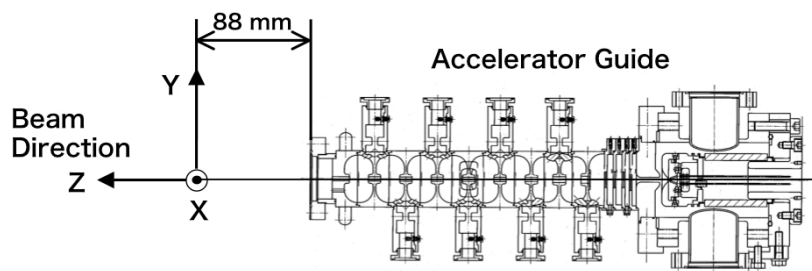
### 5. 8. 3 ビーム・プロファイル

加速管軸に垂直な平面上のビーム電流分布（ビーム・プロファイル）は、加速管出口から、加速管軸上で88 mm及び175 mmの位置で測定した。X線ターゲット位置は、加速管出口から77 mmの位置にあるため、「88 mm」がほぼX線ターゲットの位置に対応している。加速マイクロ波入力は2.0 MWで、出力ビーム電流は50 mA、75 mA、100 mA、125 mAとした。

設計出力ビーム電流値である75 mAの時の88 mm位置でのビーム・プロファイルを図5.26に示す。X軸のFWHM値は0.9 mmで、Y軸のFWHM値は0.7 mmである。電流値がそれぞれの軸で正規分布となっていると仮定した場合、X軸の1 $\sigma$ 値は、0.8 mmに相当し、Y軸の1 $\sigma$ 値は0.6 mmに相当し、設計値よりも若干細めのビームとなっている。X軸とY軸ではビーム・プロファイルが若干異なっており、楕円形となっているが、これは、5. 5. 2項で述べたように、主にインジェクタ部のバンチャー空洞No.2における電界の軸対称性の乱れによるものと考えられる。

88 mm位置で出力ビーム電流を、50 mA、75 mA、100 mA、125 mAと変化させたときのビーム・プロファイルの変化を図5.27に示す。ビーム電流が、50 mAから100 mAまでの範囲では、ほぼ光学特性の劣化無く、良好なビーム形状が得られているが、125 mAの出力ビーム電流では、Y軸で明らかにビーム・プロファイルの大幅な劣化（ビームが太くなる現象）が現れている。表5.1から、この条件では、電子銃からのビーム電流が285 mAと設計上限値に近く、空間電荷効果により、ビーム径も大幅に広がったものとなっていると推定される。図5.13に示す通り、Y軸では、結合空洞の影響でビーム軸からある程度離れた部分で電界の非対称が発生しており、電子銃からの電子





出力ビーム電流=75mA

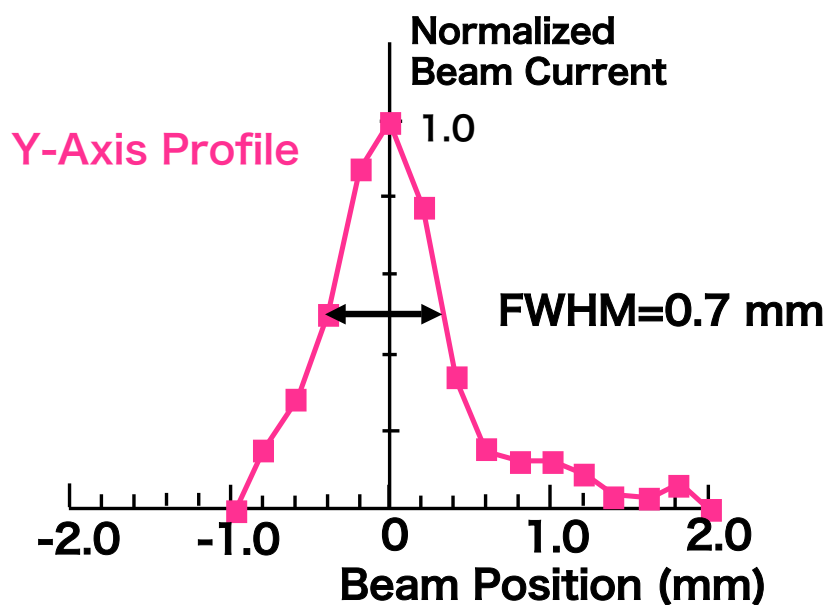
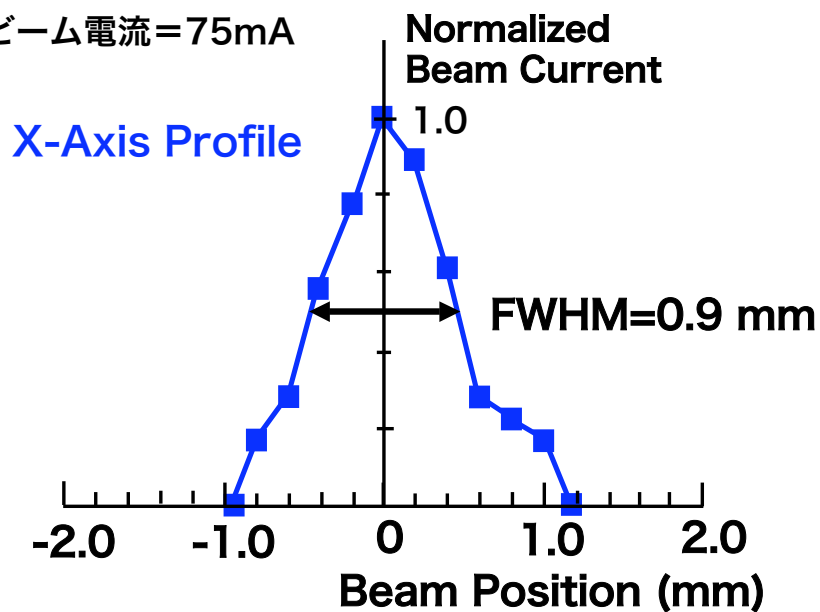


図5. 26 設計出力ビーム電流値 (75 mA) の時のビーム・プロファイル

ビームがこの領域に入り込むことにより、Y軸において選択的にビーム幅の急激な増加が観察されたものと考えている。

図5.28に出力ビーム電流を 75 mAとし、加速管出口から88 mmの位置と175 mmの位置で測定したビーム・プロファイルの比較を示す。両方の位置で、ビーム・プロファイルはほぼ同じであり、発散性の少ないビームであることが判る。図5.29及び図5.30に、それぞれ、出力ビーム電流を 50 mA及び100 mAとして同様の測定を実施した結果を示す。両方ケースともに75 mAの場合とほぼ同様の結果が得られており、出力ビーム電流=50 mA~100 mAは安定した運転領域であることが判った。

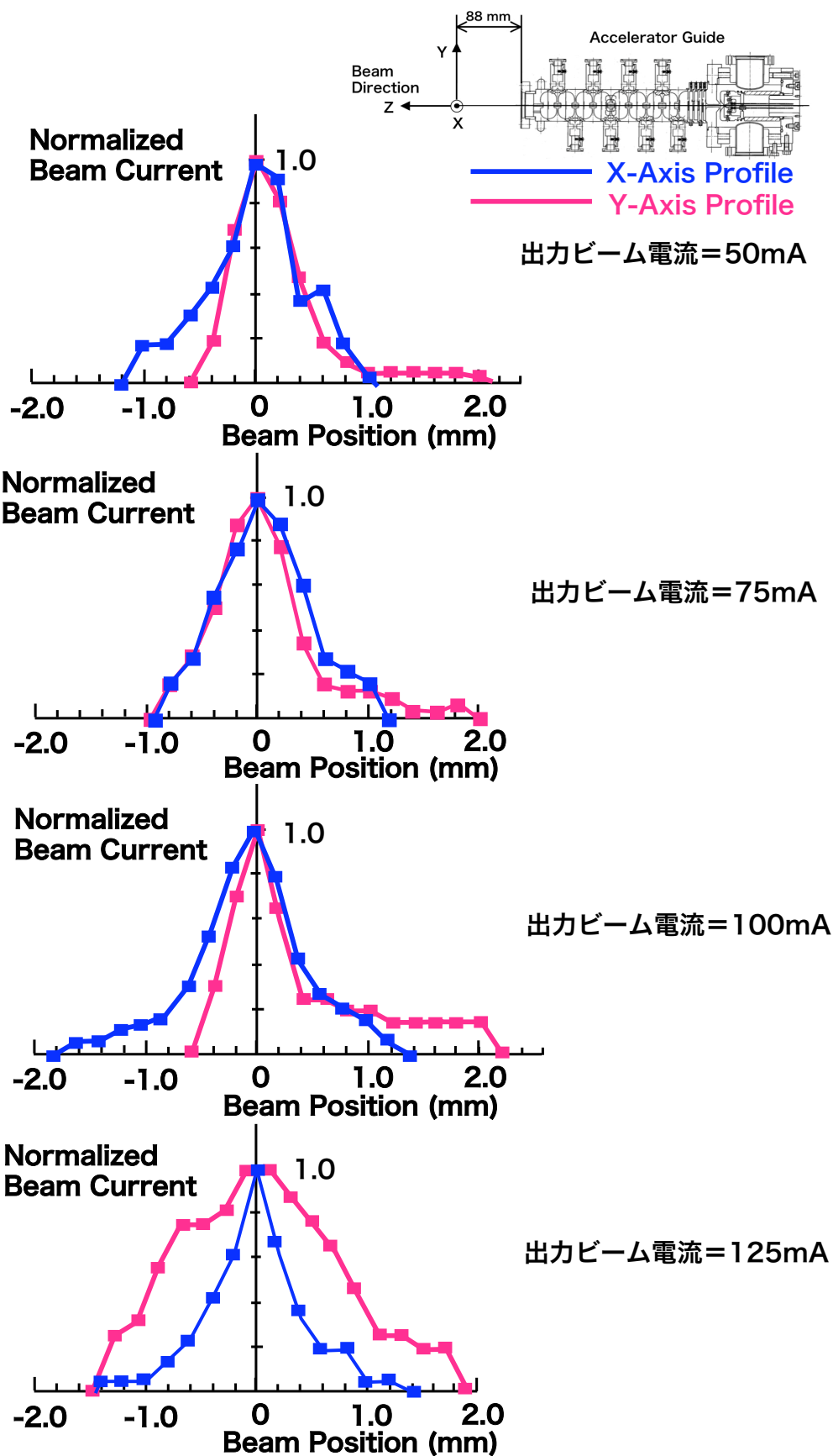
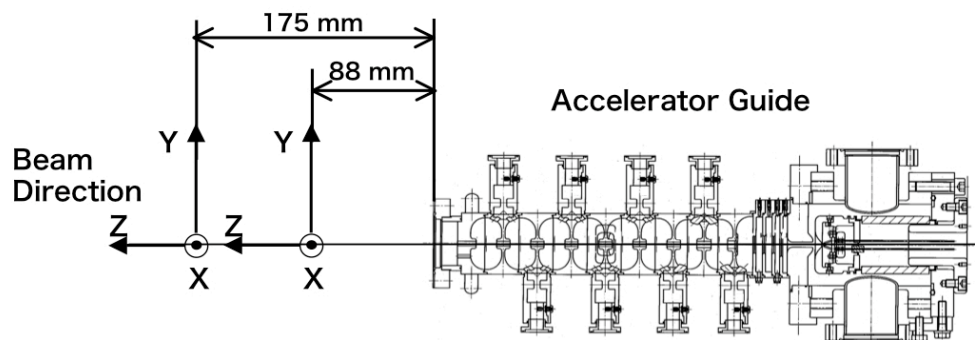


図5. 27 出力ビーム電流値とビーム・プロファイルの関係



出力ビーム電流  
=75mA

— X-Axis Profile  
— Y-Axis Profile

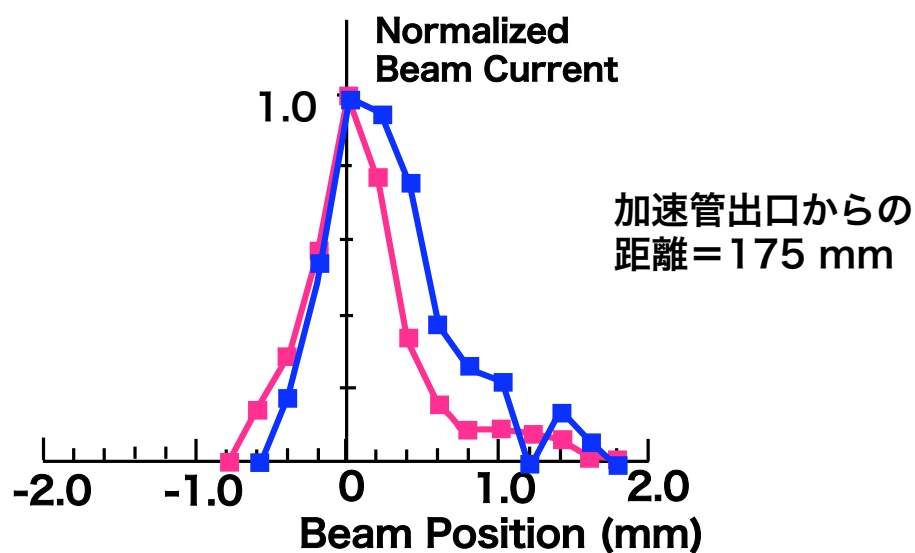
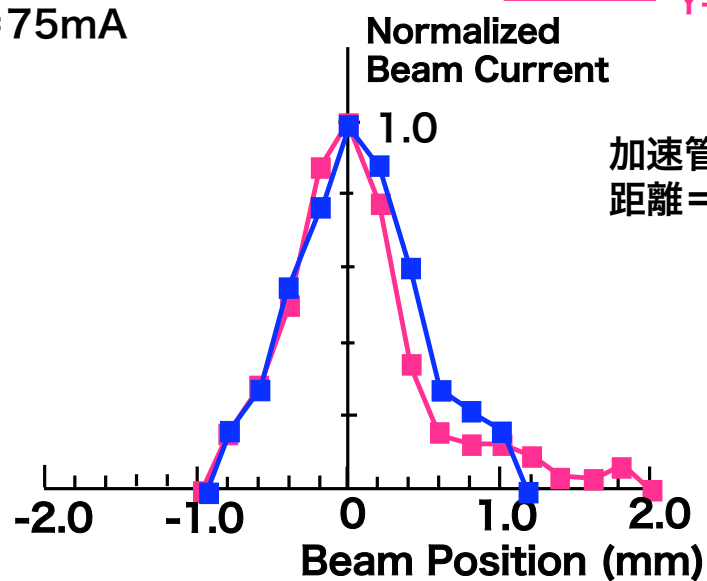
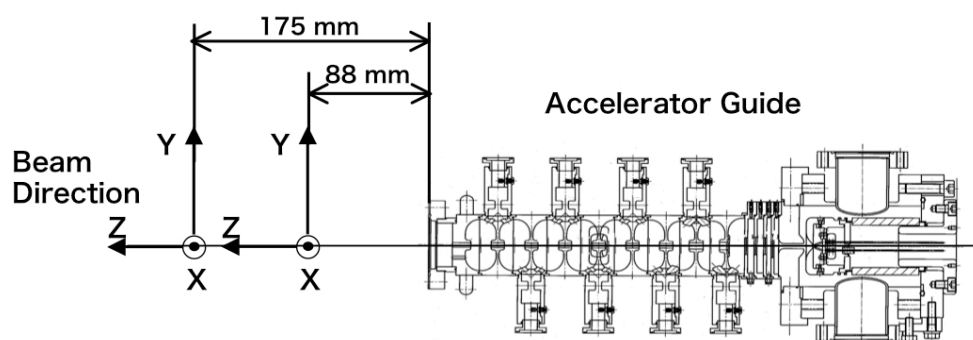


図5. 28 軸上の位置とビーム・プロファイルの関係  
(出力ビーム電流=75 mA)



出力ビーム電流  
= 50 mA

— X-Axis Profile  
— Y-Axis Profile

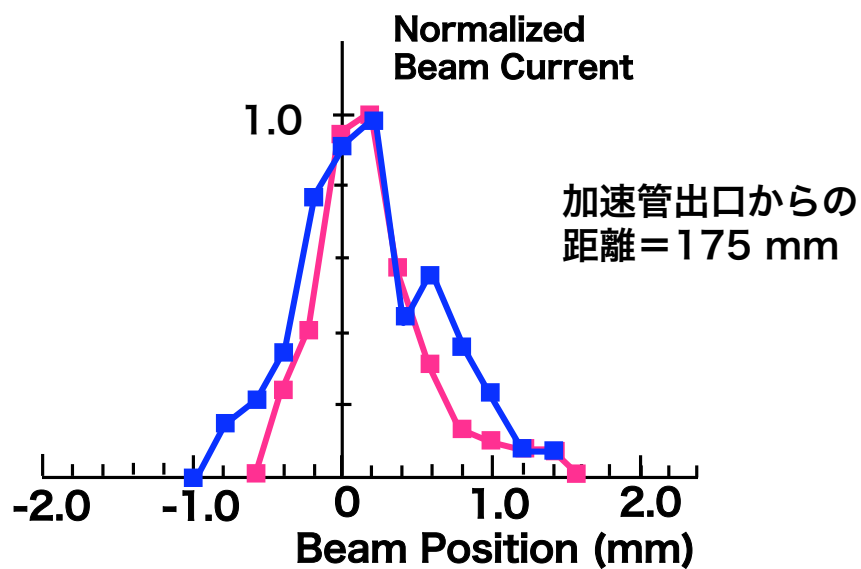
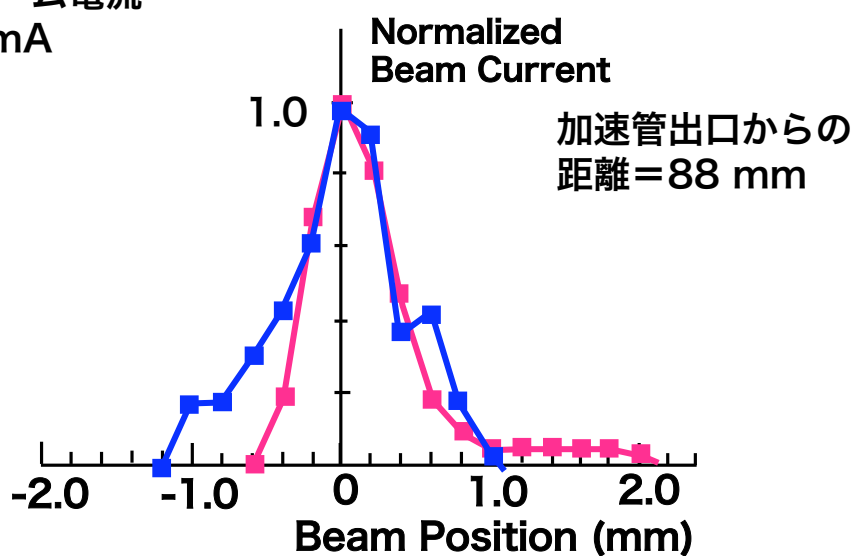


図5. 29 軸上の位置とビーム・プロファイルの関係  
(出力ビーム電流=50 mA)

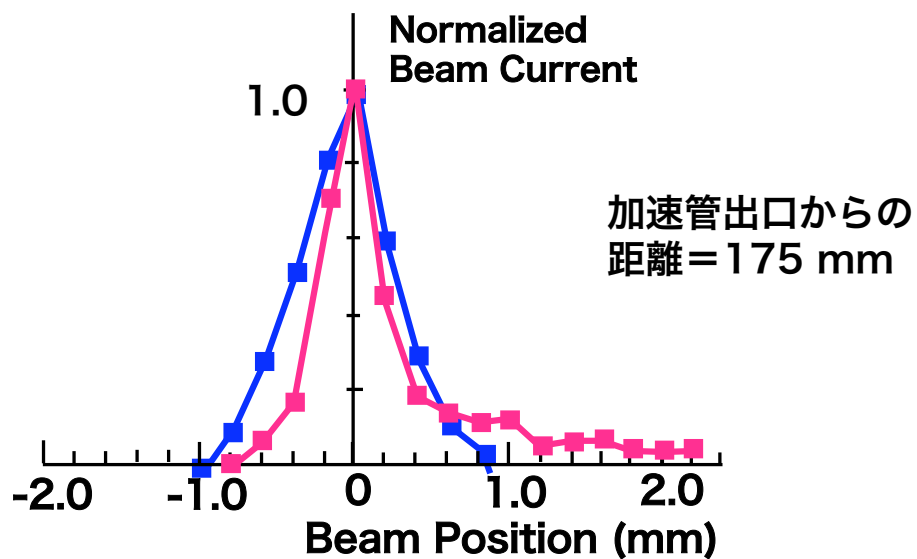
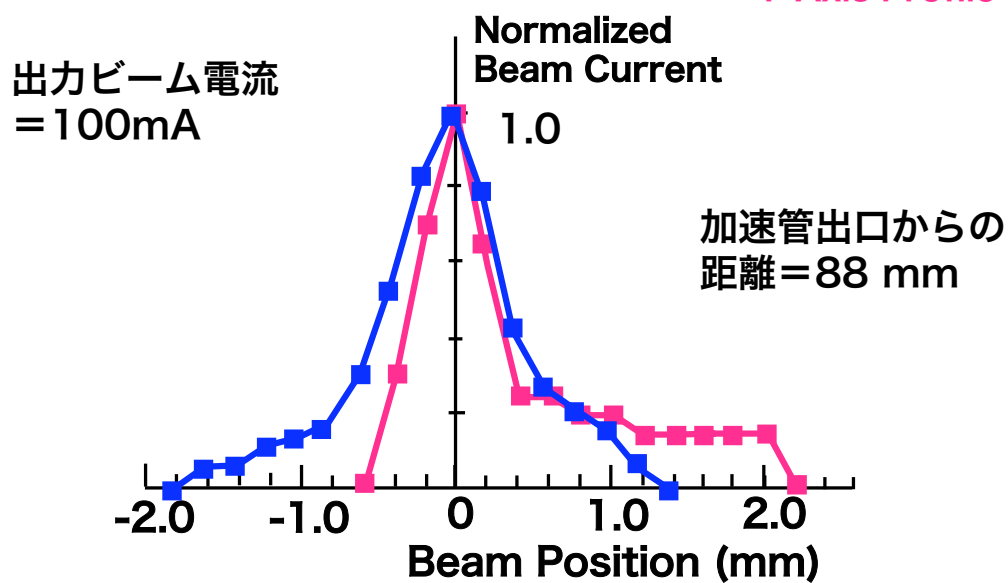
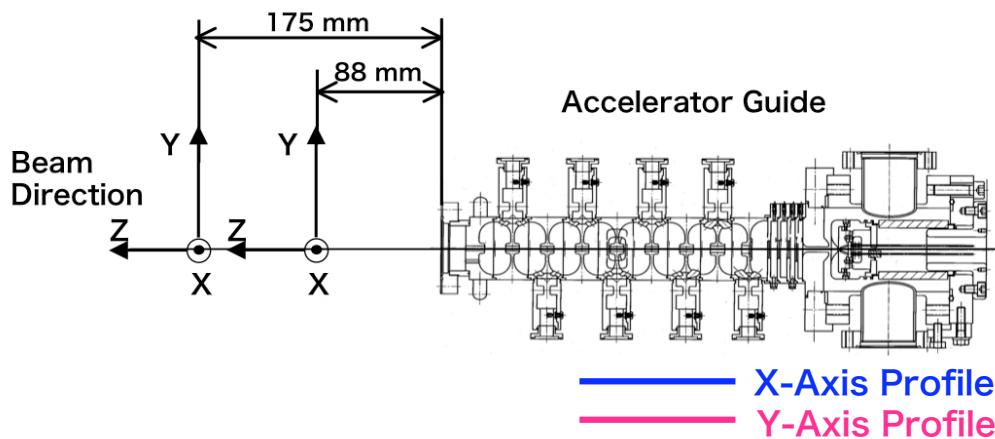


図5. 30 軸上の位置とビーム・プロファイルの関係  
(出力ビーム電流 = 100 mA)

#### 5. 8. 4 ビーム・エネルギーの分布

図5.31に、加速マイクロ波入力を2.0 MWとして、種々の出力ビーム電流に対して測定したビーム・エネルギーの分布を示す。ビーム電流の増加とともに、エネルギー分布は低下しており、ビーム・ローディング効果を示している。但し、出力ビーム電流が少ない場合には、ビーム・エネルギーの分布は広がって双山の傾向が強くなり、出力ビーム電流の増加とともに、一山の良好な特性を示すようになる。これは、EMSYS Code によるビーム・ダイナミクス・シミュレーションによる検討の結果、次のような理由で発生していると推定できる。即ち、出力ビーム電流が少ない場合には、ビーム・ローディングが軽く、従って加速管内の電界が高い状態となっている。この場合、インジェクタ部の電界も高く、先行の電子バンチから位相スリップにより遅れた電子が次の電子バンチに捕捉されやすくなり、この電子が加速電界のクレストからより離れた位相位置にトラップされて低エネルギー成分を形成する。

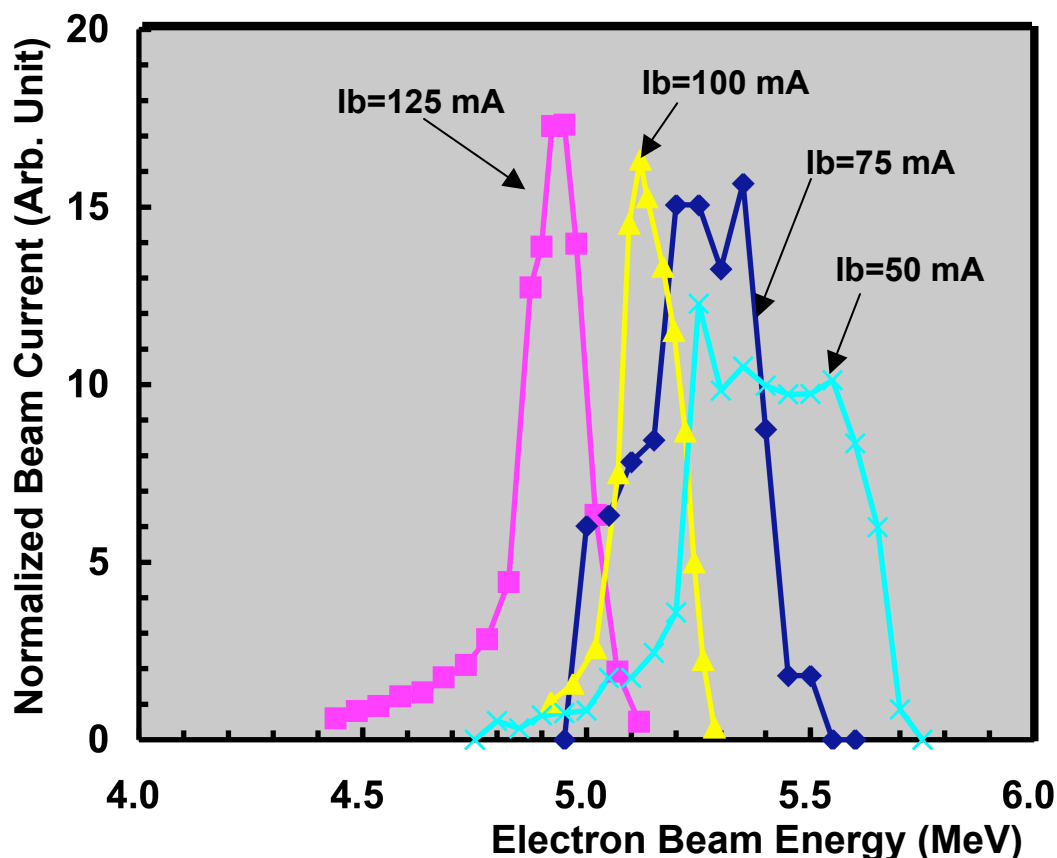


図5. 31 ビーム・エネルギー分布（出力ビーム電流変化）

図5.32には、出力ビーム電流を 75 mAとして一定にし、加速マイクロ波入力を1.64 MW、1.74 MW、 2.0 MW、 2.1 MWと変化させて計測したビーム・エネルギー分布を示す。この場合、出力ビーム電流は一定であるため、ビーム・ローディングには変化



が無いが、加速マイクロ波入力が増加するため、加速管内の加速電界はこの平方根に応じて変化する。加速マイクロ波入力が高い場合には、上記と同様にインジェクタ部の電界が高い状態となり、ビーム・エネルギーの分布は広がって双山の傾向が強くなり、加速マイクロ波入力を低下させれば、ビーム・エネルギーの分布は一山の特性となっており、上記の推定が妥当であることを示している。

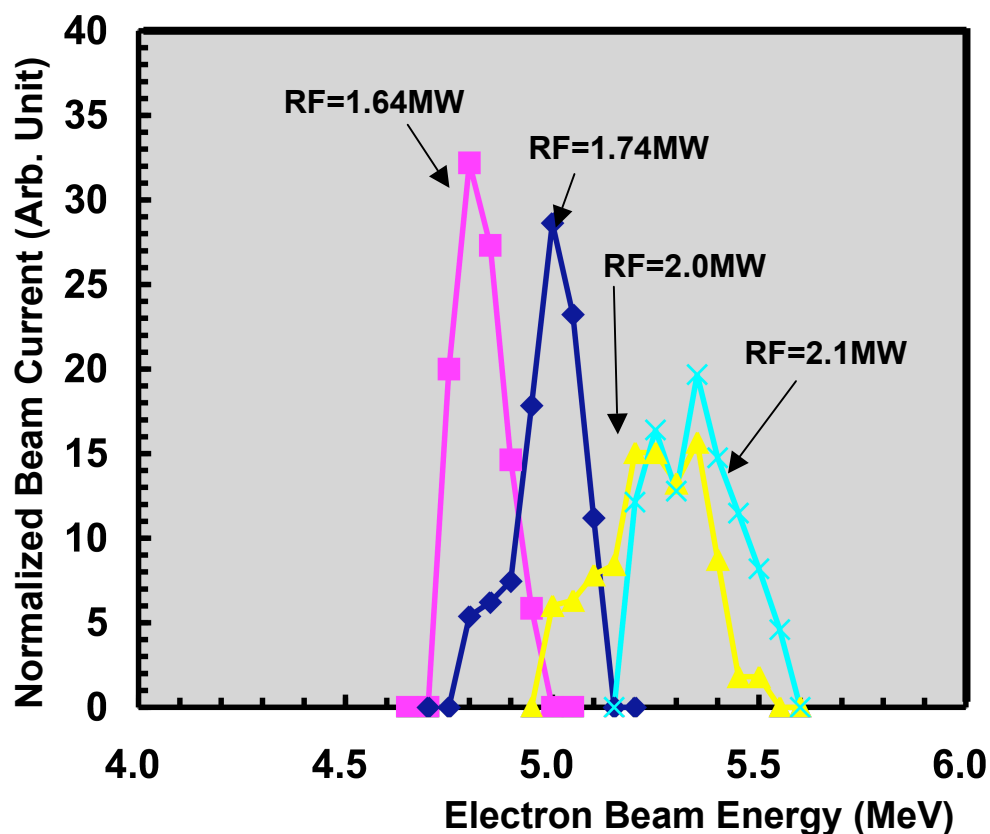


図5. 3 2 ビーム・エネルギー分布（加速用マイクロ波電力変化）

### 5. 8. 5 ビーム・ローディング特性

図5.31の結果からそれぞれのエネルギー $E_b$ に対応するビーム電流成分 $\Delta I_b$ を求め、下式の通り平均化したものを出力ビーム・エネルギー $E_{out}$ として求めた結果を図5.33に示す。ここで $I_b$ は出力ビーム電流の総量である。

$$E_{out} = \frac{\sum \Delta I_b E_b}{I_b} \quad (5.4)$$

$I_b = 75$  mAの設計出力ビーム電流の場合、 $E_{out} = 5.24$  MeVとなっており設計値の5.3 MeVと良好な一致を示している。図中には、ビーム・ローディング・ラインの設計値を示すが、実測値と良好な一致を示している。即ち、設計目標通り、勾配の緩いビーム・ローディング・カーブが実現できており、例えば、 $\pm 10\%$ の出力ビーム電流の変動でも、 $\pm 0.06$  MeVのエネルギーの変動にとどまることが判る。

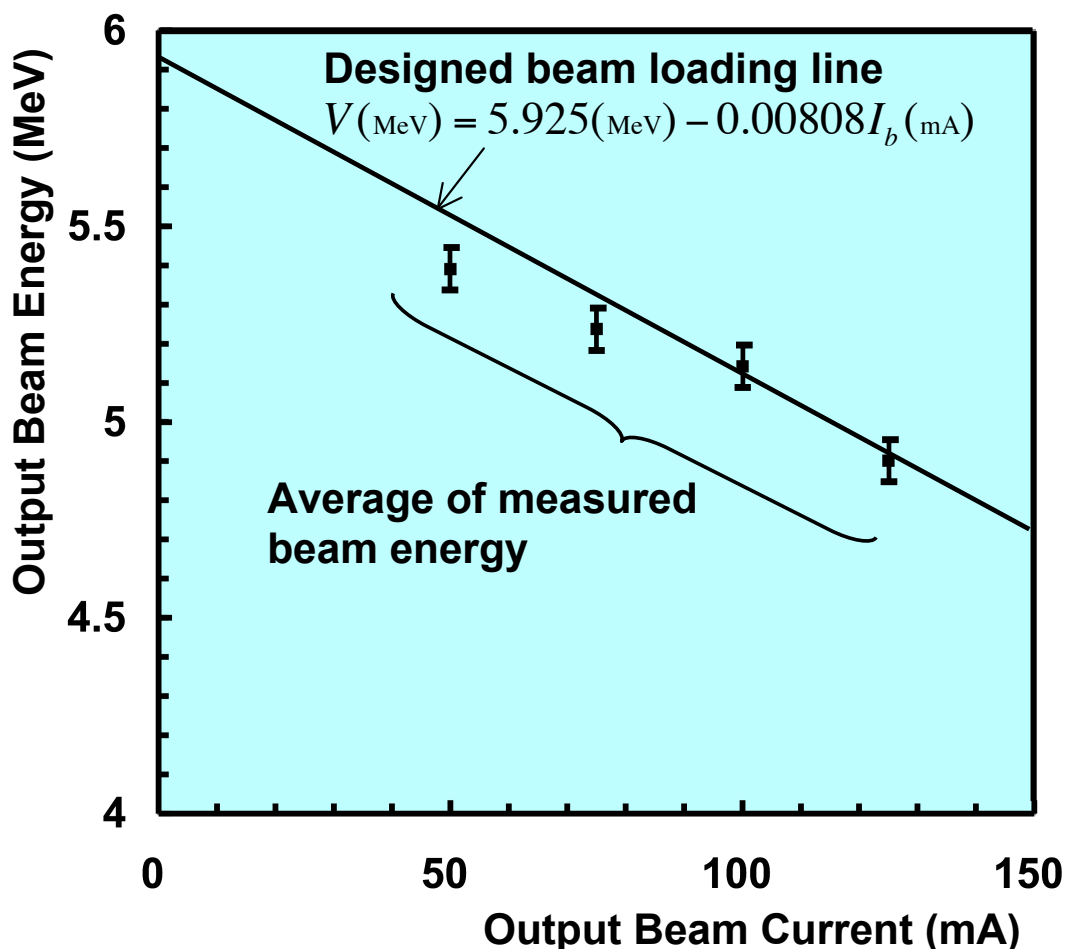


図5. 33 ビーム・ローディング特性（実測値及び設計値）

#### 5. 8. 6 加速管からの漏洩放射線

加速管からの漏洩X線の分布は、図5.24のテスト・ベンチで、加速管直上で加速管軸から35 cmの距離に図5.34に示すような鉛製のコリメータに6 MV用のビルドアップ・キャップと取り付けしたFarmer Ionization Chamber (PTW社製 Model 30013)を使用して、測定した。また、図5.24でビーム・ダンプNo.1の周辺は、鉛ブロックで十分に遮蔽した。測定結果を図5.35に示す。

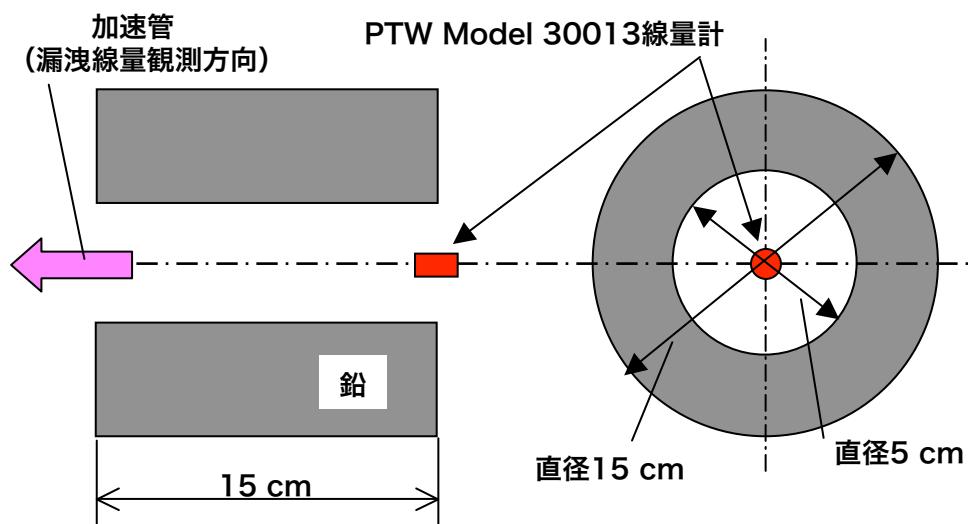


図5. 34 加速管漏洩線量測定用のセンサ

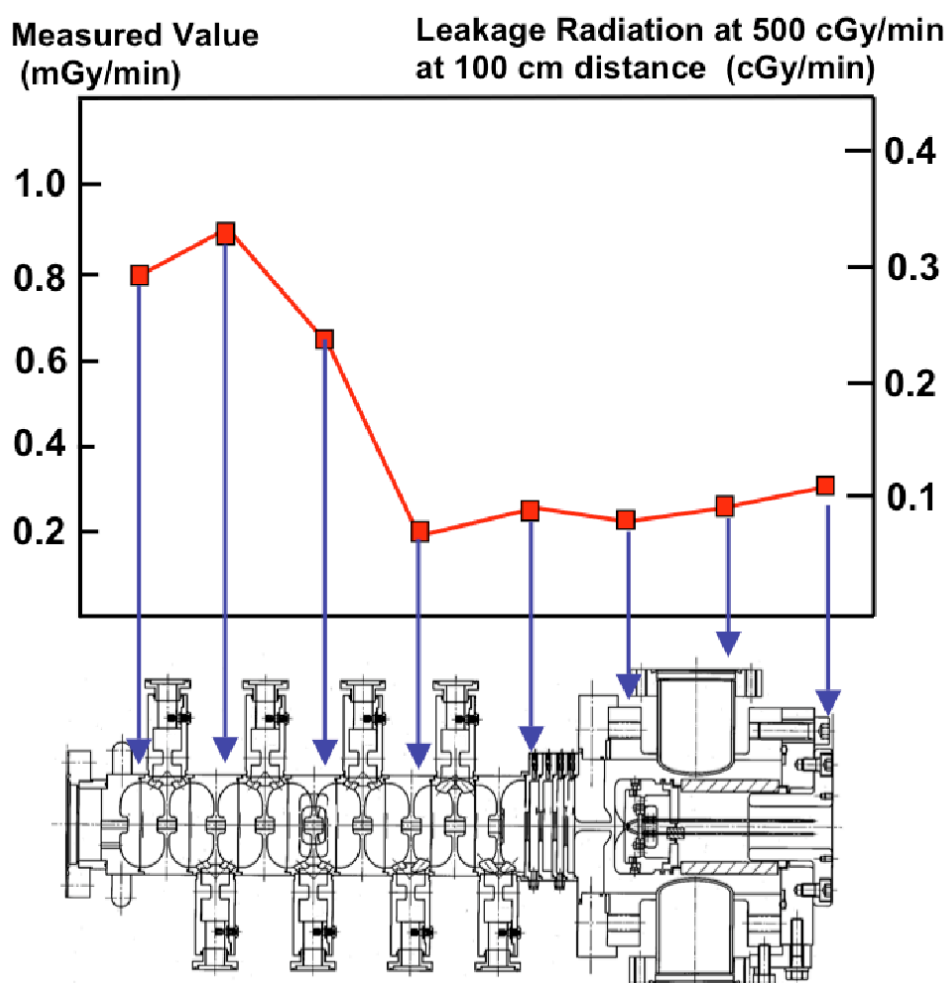


図5. 35 加速管漏洩線量測定結果

図中、左の縦座標軸には、前記の測定条件であるパルス繰り返し周波数= 10 Hzの時の漏洩線量率の実測結果を示す。右の縦座標軸には、本加速管の定格の運転条件である「X線ターゲットから100 cm位置での線量率=500 cGy/min」を与えるパルス繰り返し周波数 = 300 Hzでの換算値を示す。漏洩線量は、電子銃付近からインジェクタ部、そして後続のサイド・カップル加速構造部の初段では低く、サイド・カップル加速構造の後段でビームエネルギーが高い領域で増加している。但し、最大の漏洩線量でも、実測値で0.9 mGy/min 定格運転条件での換算値で 0.33 cGy/minとなっており、定格のX線出力の0.066 %である。これは、IEC60601-2-1の要求基準（平均で利用線錐出力の0.1 %以下 最大で利用線錐出力の0.2 %以下）を十分に満足しており、加速管自体の遮蔽は不要なレベルの漏洩線量特性である。

## 5. 9 まとめ

加速管全長は、電子銃部も含めて 38 cmであり、重量は約10 kgで、ビーム収束用のいかなる磁気デバイスも不要であって、5. 2. 1 項の機械的な特性に関する要求を満足している。

出力ビームのエネルギーは、出力ビーム電流=75 mAの時に、4.8 MeVから5.8 MeVに分布しており、その電流加重平均値は5.24 MeVであり、5. 2. 2 項を満足している。

良好なビーム特性で運転可能な出力ビーム電流の領域は、50 mA～100 mAであり、5. 2. 3 項の要求を満足している。

ビーム・ローディング・カーブの傾斜は、 $\pm 10\%$ の出力ビーム電流の変動に対して $\pm 0.06$  MeVのビーム・エネルギーの変化を与える程度であり、他の医療用電子リニアックの例と比較して1 / 4程度の傾斜を実現することに成功している。

実際のX線ターゲット位置から約10 mm後方の、加速管出口から88 mmの加速管軸上で、FWHM値で、X軸=0.9 mm、Y軸=0.7 mmのビーム・スポット径が得られている。これは、正規分布を仮定して1 $\sigma$ 値に換算すると、それぞれ、X軸=0.8 mm、Y軸= 0.6 mmとなっており、5. 2. 4 項のビーム・オプティクス要求よりは若干細めであるが、X線ターゲットの熱的及び熱サイクルの繰り返し疲労の点で許容の範囲であると判断しており、5. 2. 4 項の要求は満足されたと考えられる。

加速管からの漏洩X線線量は、最大でも0.066%であり、5. 2. 5 項の要求を満足している。

以上の通り、本加速管は、5. 2 節で設定した要求事項を全て満足した。

## (参考文献)

- 1) Kilpatrick W. D., "Criterion for Vacuum Sparking Designed to Include Both RF and DC," UCRL-2321 Lawrence Berkeley National Laboratory (Sept. 1953).
- 2) Mishin A. V., "Portable Linear Accelerators for Commercial Applications", Preprint for Proceedings of Electron Beam Curing of Composites Workshop Oak Ridge, Tennessee (1997).
- 3) Deruyter H., Mishin A. V., Roumbanis T., Schonberg R. and Skowbo D., "Latest Results on Portable X-band LINAC Development", Proceedings European Accelerator Conference Barcelona (1996) pp. 819-821.
- 4) Mishin A. V., "Advances in X-Band and S-Band linear accelerators for security, ND, and other applications", Proceedings of 2005 Particle Accelerator Conference Knoxville, Tennessee, USA (2005) pp. 240-244.
- 5) Shintake T., Akasaka N., Matsumoto H., Ohkubo Y. and Yonezawa H., "Development of C-band 50 MW Pulse Klystron for e+ e- Linear Collider," KEK Preprint 97-94 (1997).
- 6) IEC 60976 (1989) Medical electrical equipment - Medical electron accelerators - Functional performance characteristics.
- 7) Karzmark C. J., Nunan C. S. and Tanabe E., "Medical Electron Accelerators", (1993) pp. 276 - 277.
- 8) IEC60601-2-1, "Medical electrical equipment –Particular requirements for the safety of electron accelerators in the range of 1 MeV to 50 MeV" (1998).
- 9) Brunet P. and Buffet X., "Injectors," in "Linear Accelerators", edited by Lapostolle P. M., and Septier A. L., North-Holland Publishing Company, Amsterdam, (1969) pp. 237-264.
- 10) 新竹 積1,水野 明彦 "SASE-FEL 用 500 kV 電子銃のビームシミュレーション電子銃のビームシミュレーション電子銃のビームシミュレーション電子銃のビームシミュレーション" 26th Linac Technohology Meeting (August, 2001, Tsukuba)  
<http://lcdev.kek.jp/Conf/LAM26/1P-16web.PDF>.
- 11) Karzmark C. J., Nunan C. S. and Tanabe E., "Medical Electron Accelerators", McGraw-Hill, Inc., New York, (1993) pp. 276 - 277 and p. 83.

- 12) Herrmannsfeldt W. B., "EGUN - An Electron Optics and Gun Design Program", SLAC-Report-331 Stanford Univ. (1988).
- 13) Cathode Catalog <http://www.fei.com>
- 14) Billen J. H. and Young L. M., "SUPERFISH/Poisson Group of Codes", LA-UR-96-1834, Los Alamos National Laboratory, (1996, Rev. 2003).
- 15) Tanabe E., "Voltage Breakdown in S-Band Linear Accelerator Cavities," IEEE Trans. Nuclear Science NS-30 No.4 (1983) pp. 3551-3553.
- 16) Matusmoto H., "Dark Currents", Proceedings of the 18th International Linac Conference Geneva (1996) pp. 626-630.
- 17) Inagaki T., Onoe K., Shintake T., Baba H., Marechal X., Takahashi S., Matsumoto H., and Miura S., "High Gradient Test on the C-Band Choke-mode Type Accelerating Structure", Proceedings of the 2nd Annual Meeting of Particle Accelerator Society of Japan. Saga Pref. Japan (2005) pp. 343-345.
- 18) Cheng C-W., "Suppression of dark current radiation in step-and-shoot intensity modulated radiation therapy by the initial pulse-forming network", Med. Phys. 29 (9) (2002) pp. 1974-1979.
- 19) <http://www.ansoft.com>
- 20) Bartsch M., Dehler M., Dohlus M., Fischerauer A., Fischerauer G., Hahne P., Klatt R., Krawczyk F., Schütt P., Steffen B., Wipf S., Weiland T. and Zhang M., "MAFIA Release 3: The New Version of the General Purpose Electromagnetic Design Code Family," Proceedings of the 2nd European Particle Accelerator Conference Stockholm. (1990) pp. 249-251.
- 21) Shintake T., "Recent Status of FCI: PIC Simulation of Coupled-Cavity Structure," Proceedings of the 18th International Linac Conference Geneva (1996) pp. 181-183.
- 22) Young L. M., "PARMELA," LA-UR-96-1835, Los Alamos National Laboratory (1996 rev. 2004).
- 23) <http://www.ansys.com>
- 24) Kamino Y., Miura S., Kokubo M., Yamashita I., Hiraoka M. and Ishikawa J., "Development of an Ultra-small C-band linear accelerator guide for a four-

dimensional image-guided radiotherapy system with a gimbaled X-ray head",  
Med Phys. 35, (2007) pp. 1797-1808.

25) カソード・メーカーのデータ・シート AP Tech Mini Vogel Mount Cathode  
Test Data P/N 80004 Serno. 18573.



## 第6章 A F Cの開発

### 6. 1 従来のA F C

医療用電子リニアックでは、投与線量の制御は、X線ヘッド内に装備される透過型線量計により行っており、予め計測した透過型線量計の読み値と吸収線量の比を用いて、実際の病巣への投与線量を計画している。このため、ビーム・エネルギーが変動すれば、透過型線量計の読み値が同じでも、実際の病巣へ投与される線量が変動し、投与誤差に繋がる。このため、ビーム・エネルギーの安定性は、高精度照射にとって本質的に重要であり、4. 1. 3項に示すように、線量校正係数の安定度として、本装置ではJIS Z 4714 6章の規定<sup>1)</sup> ( $\pm 2\%$ ) の1/4である、 $\pm 0.5\%$ を設計目標としている。

ビーム・エネルギー変動の原因としては以下の3つがあるが、特に、加速管の共振周波数の変動の影響が大きく、従来型の医療用電子リニアックでも、加速管の共振周波数に合わせて加速マイクロ波の周波数を追従させて同調を保つA F Cは、必須のコンポーネントである。

#### (1) 加速管の共振周波数の変動

主に加速管の熱膨張により、加速管の共振周波数が変動して加速マイクロ波との同調が外れ、加速管内に加速マイクロ波が入らなくなって、加速管内の加速電界が低下する。

#### (2) 加速マイクロ波の変動

加速マイクロ波の電力自体が変動し、加速管内の加速電界が変動する。

#### (3) 出力ビーム電流の変動

電子銃から加速管に入力される電子銃ビーム電流が変動すると、加速管からの出力ビーム電流が変動し、ビーム・ローディング効果によって加速管内の加速電界が変動する。

一方、本装置に使用するCバンド定在波型加速管は、5章で述べたように、総重量は約10 kgであり、主要な加速部であるサイド・カップル加速構造は約20 cmの長さで約4 kgの重量である。このため、従来型の医療用電子リニアックのSバンド加速管の熱密度が約2 W/cm<sup>3</sup>であるのに対して、本加速管の熱密度はその3倍以上の7 W/cm<sup>3</sup>以上となっている。また、加速構造の線膨張に対する共振周波数変化の感度は、周波数に比例するため、結果的に従来の加速管と比較して6倍以上の共振周波数の変動が発生する。実測結果では、30℃の温調水温度からのコールド・スタートから、約30秒の加速管の熱的時定数の間に約1 MHzの共振周波数の変化が発生する。

この共振周波数の変動をリアル・タイムに検出し、加速マイクロ波の周波数をこれに追従させなければ、加速エネルギーやビーム・オプティクスの変動はおろか、ビーム加速さえ不可能となる。

本装置では、3. 1 節に示す通り、IMRTを基本とした治療を想定している。特に Step and Shoot IMRTでは、4. 1. 3 項に示す通りビームのオン／オフを頻繁に繰り返し、1 回のビーム・オンでの投与線量が数MU程度でビーム・オン時間が1 秒に満たないこともある。このため、加速マイクロ波の周波数がビーム・オン後直ちに加速管の共振周波数に同調し（セtring・タイム）、この後は安定に加速管の共振周波数に対して追従を継続する必要がある、高速でかつ安定したAFCが必要となる。

また、真空電子デバイスである加速管は、コミッショニング終了の後でも、高電界のマイクロ波のために真空放電を起こす可能性がある。大規模な真空放電の場合、真空インタロック等で検出されて装置は安全に停止するが、小規模な真空放電の場合には真空インタロックでは検出されず、AFCに異常な入力が入ってAFCの挙動が不安定になることもあり、真空放電に対するロバスト性も重要な項目である。

共振空洞の一般的な特性として、5. 5. 3 項に示す通りオーバ・カップルの状態では、入射波と反射波の位相差を  $\phi$  とした場合、図6.1に示すように、共振周波数以下では  $\phi$  は正の値をとり、周波数がゼロに近づくにつれて  $\pi$  に漸近する。共振周波数以上では  $\phi$  は負の値をとって、周波数が無限大に近づくにつれて  $-\pi$  に漸近する。共振周波数付近では位相差は正から負に反転し、共振周波数では位相差はゼロとなる。共振周波数付近のこれらの挙動の急峻性は、共振空洞のQに依存する。

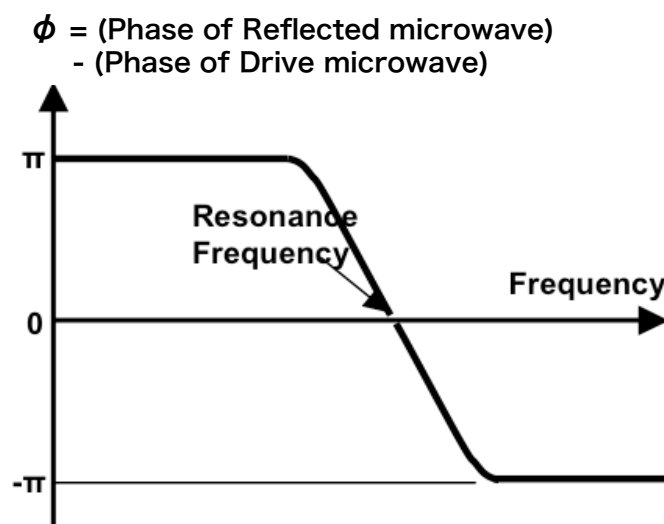


図6. 1 一般的な共振空洞の入射波と反射波の位相差特性

図6.2に、従来の医療用電子リニアックの代表的なAFCの構成図を示す<sup>2)</sup>。加速管としては定在波型のものが使用されており、加速管への入射波と反射波が、加速管のRF窓近傍にある方向性結合器によりサンプルされる。

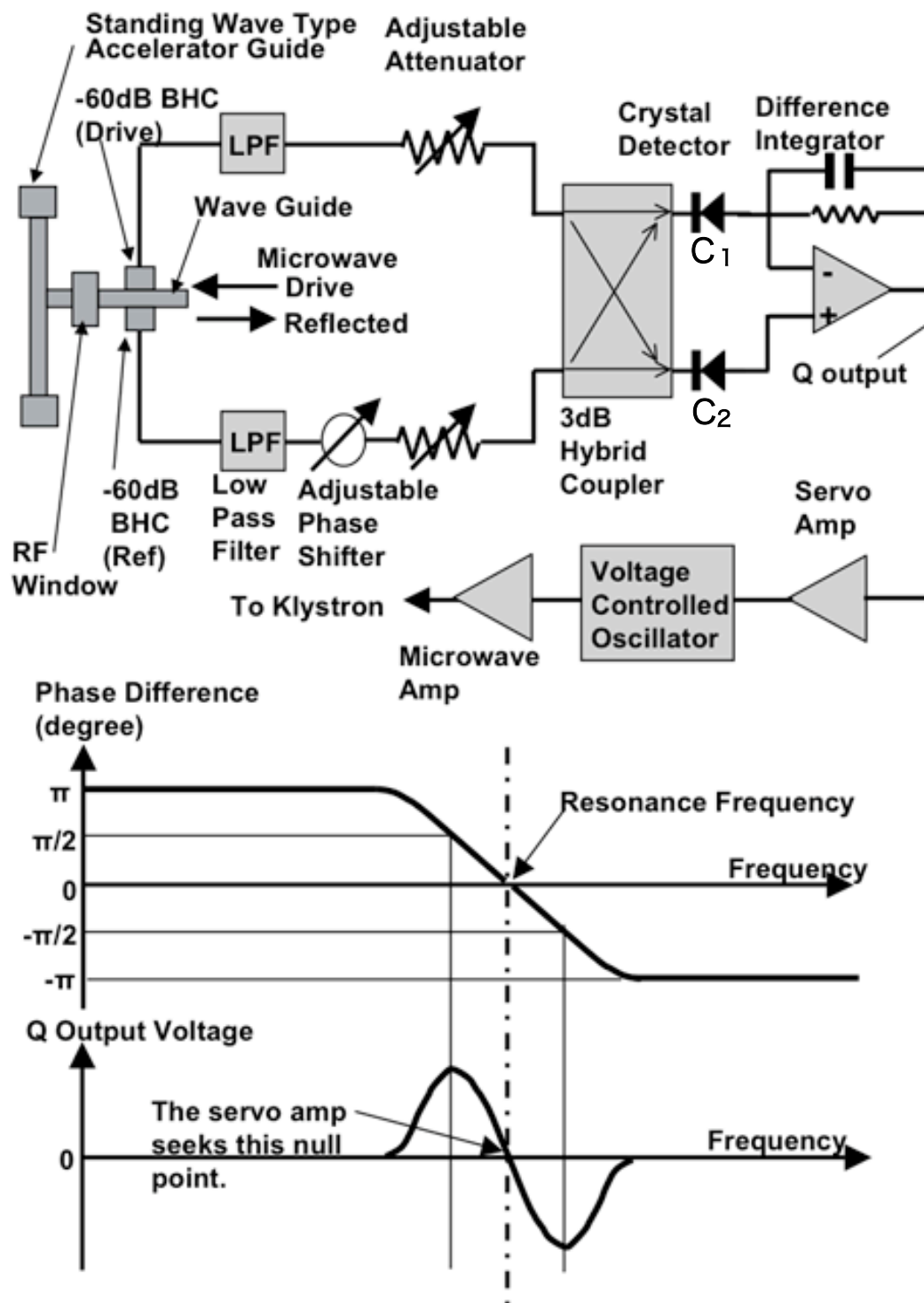


図6. 2 従来のAFC回路

サンプルされるマイクロ波のピーク電力がMWオーダーと極めて大電力であるため、この方向性結合器としては、ベータ・ホール・カプラ (BHC: Bethe Hole Coupler)等の低結合係数 (-60 dB程度) のものが用いられる。サンプルされた入射波と反射波は、それぞれロー・パス・フィルタ (LPF: Low Pass Filter) で高調波成分が除去された後、位相ディスクリミネータに入る。可変フェーズ・シフタは、加速管からBHCまでの導波管や、BHCから3 dBハイブリッド・カプラまでの導波路における光路差を補正するためのものであり、可変アッテネータは、クリスタル検波器に入力されるマイクロ波の振幅を調整して、2乗検波特性が正しく得られるようにするためのものである。後段の位相ディスクリミネータは、3 dB ハイブリッド・カプラ、クリスタル検波器及び差動アンプから構成されている。入射波サンプル及び反射波サンプルは3 dBハイブリッド・カプラに入り混合された後、これがクリスタル検波器で検波されて、ビデオ信号となり、差動アンプに入力される。入射波を $V_F e^{j(\omega t)}$ 、反射波を $V_B e^{j(\omega t - \phi)}$  とし、 $\omega$ は加速マイクロ波の角速度、 $\phi$ は入射波を基準とした反射波の位相シフト量、 $V_F$ 及び $V_B$ は、それぞれ入射波と反射波の振幅とすれば、3 dBカプラの出力C1、C2端子は、それぞれ以下の通りとなる。

$$V_{C1} = \frac{1}{2} \{ V_F e^{j(\omega t - \pi/2)} + V_B e^{j(\omega t - \phi)} \} \quad (6.1)$$

$$V_{C2} = \frac{1}{2} \{ V_F e^{j(\omega t)} + V_B e^{j(\omega t - \phi - \pi/2)} \} \quad (6.2)$$

またクリスタル検波器で2乗検波された結果は、それぞれ以下の通りとなる。

$$V_{D1} = \frac{1}{4} \{ V_F^2 + V_B^2 + 2V_F V_B \sin \phi \} \quad (6.3)$$

$$V_{D2} = \frac{1}{4} \{ V_F^2 + V_B^2 - 2V_F V_B \sin \phi \} \quad (6.4)$$

これを差動アンプに入力すれば、 $V_F V_B \sin(\phi)$ が得られ、入射波と反射波の位相差に応じた正弦波出力が得られることが判る。図6.2に示すAFCでは、正弦波のゼロ点を追従するようにサーボ・ループを組み、加速用マイクロ波源がクライストロンの場合には電圧制御オシレータを制御し、加速用マイクロ波源がマグネトロンの場合には、モーターやボイス・コイル等でマグネトロンの共振空洞のダイアフラムを駆動して発振周波数を制御している。

しかし、サーボ・ループで制御可能な範囲は $-\pi/2 < \phi < \pi/2$ の範囲に限られ、加速管のようなQの高い制御対象の場合には数十～数百kHzの比較的狭い周波数範囲（キャプチャ・レンジ）でしか使用できなかった。また、差動アンプのフィードバック回路の時定数でAFCの時定数が決まるが、これを小さくすると雑音の影響を受け易く不安定なAFCとなり、逆に大きくすれば、安定ではあるが追従性に欠け、本装置で狙っているStep and Shoot IMRT等の頻繁なビーム・オン／オフには適さないAFCとなる。以上の通り、従来のAFCはキャプチャ・レンジの点でも、セトリング・タイムの点でも本装置での要求を満たさず、革新的なAFC開発が必要であった。

## 6. 2 新AFCのコンセプト

従来型のAFCで、キャプチャ・レンジが狭かった原因は、位相ディスクリミネータの振幅出力を使用してサーボ・ループを組んだためであり、位相ディスクリミネータ出力の符号のみを、周波数同調のための「方向指示器」として使用することとした。このため、従来使用していた差動アンプを2つのビデオ信号のレベルを比較するコンパレータに変更した。図6.3に全体の構成を示す<sup>3)</sup>。

コンパレータの出力は、Binary Quantized Quadrature Outputと呼び、これが正であれば、加速用マイクロ波源の周波数が、加速管の共振周波数より低いことを示しており、加速用マイクロ波の周波数を上げる必要がある。また、これが負であれば、加速用マイクロ波の周波数が、加速管の共振周波数より高いことを示しており、加速用マイクロ波の周波数を下げる必要がある。

また、加速管の動作が、連続動作ではなく、デューティ比の小さなパルス動作である点に着目して、1パルス毎に加速管共振周波数と加速用マイクロ波周波数の差を判定して、加速用マイクロ波の周波数をカウント・アップもしくはカウント・ダウンして制御する。図6.4にマイクロ波系の構成と、その動作シーケンス・チャートを示す。

本電子加速器システムは、定格X線出力の時に、パルス繰り返し周波数約300 Hzで動作する。このため、パルス間隔は約 3.3 msである。ビーム・パルス幅は約3  $\mu$ sであり、AFC回路はこの間に入射波と反射波の位相差の符号の判定を完了する。この後、AFC回路はSignal Generatorに対する周波数コマンド値を生成し、Signal Generator回路は、これに基づいて次のパルスがトリガされるまでに発振周波数を整定させる。これを繰り返すことにより、パルス毎に加速管共振周波数と加速用マイクロ波周波数の一致判定が行われ、加速用マイクロ波周波数が加速管共振周波数に追従する。

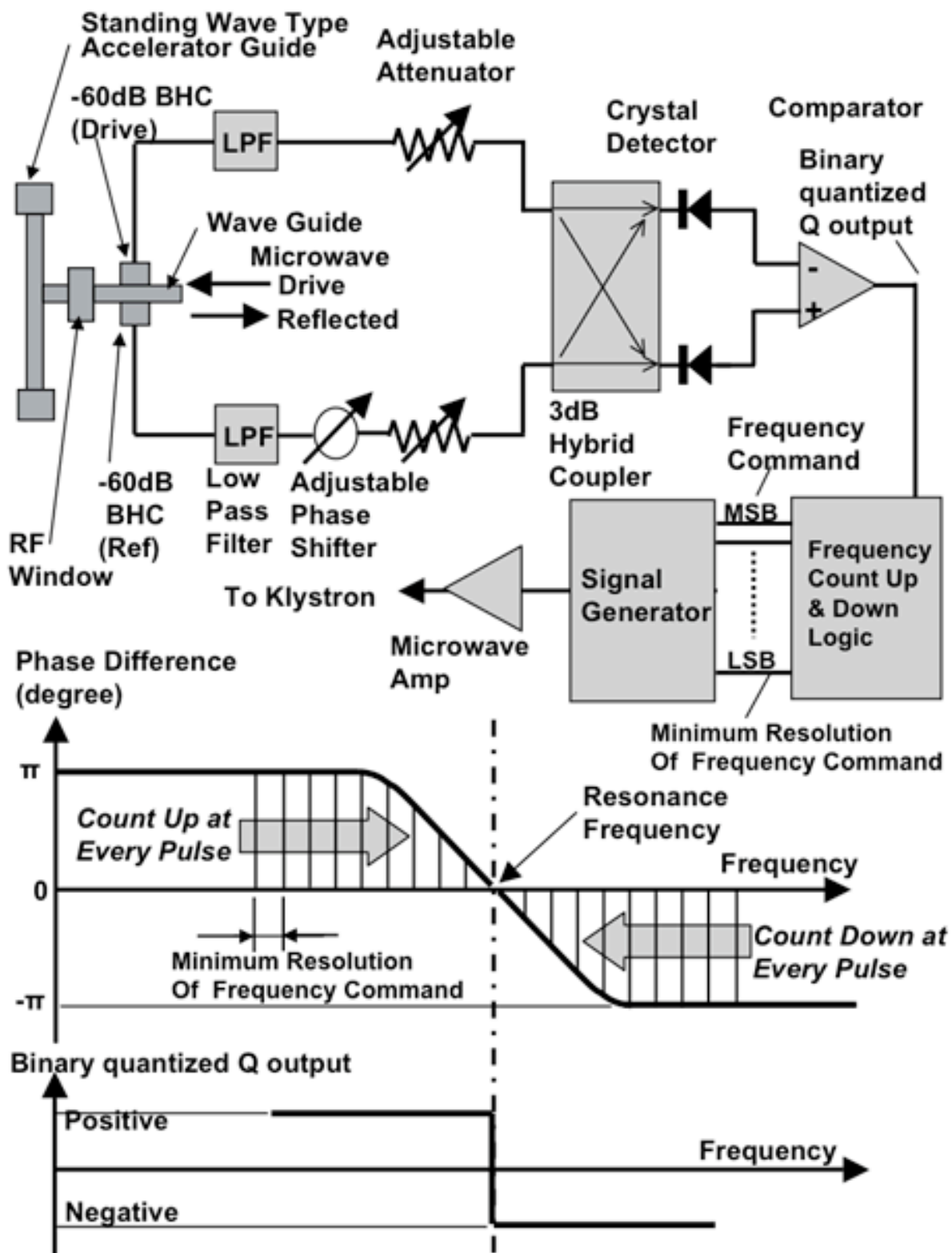


図6. 3 新コンセプトのAFCの全体構成

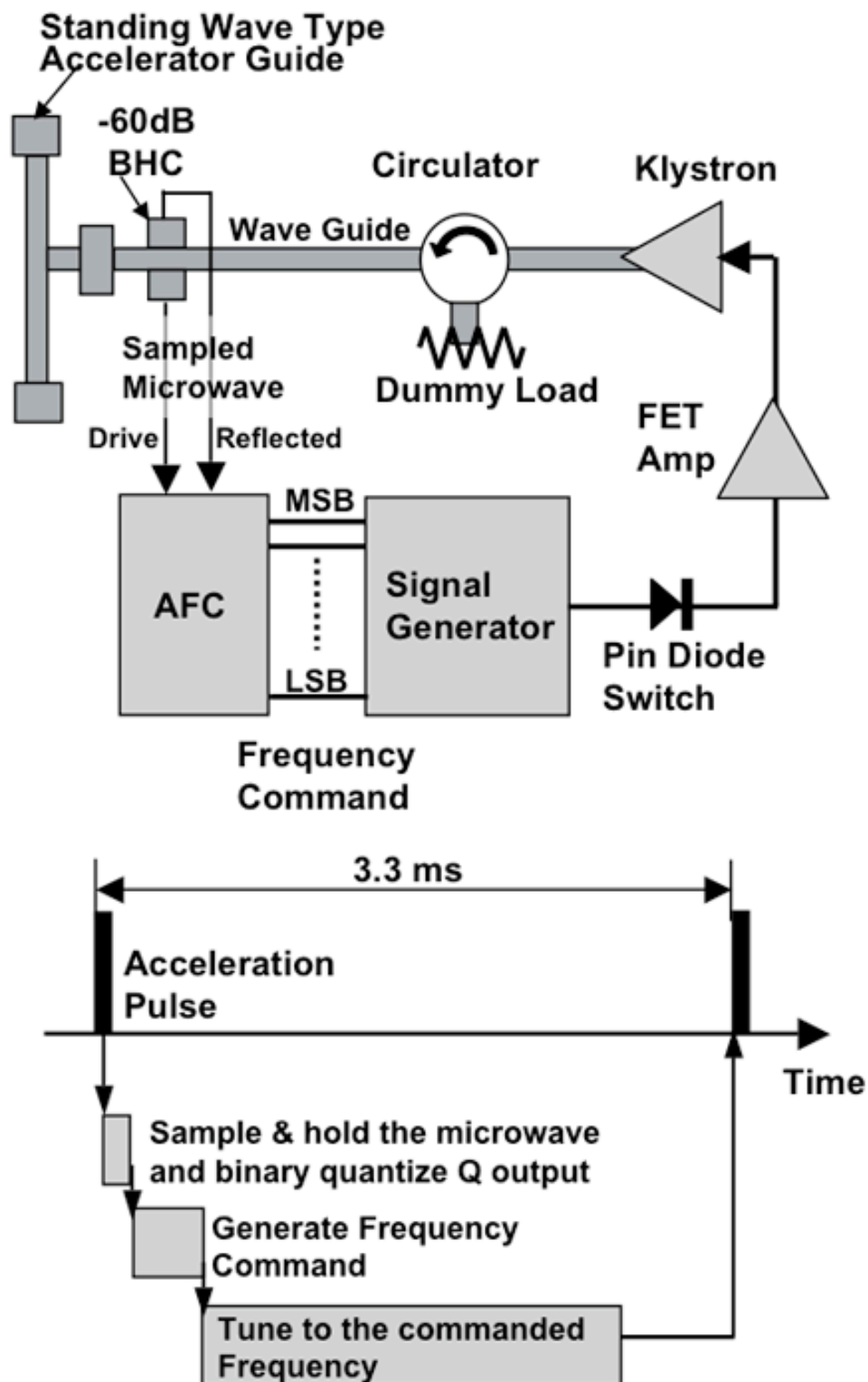


図6. 4 マイクロ波系の構成と動作シーケンス・チャート



### 6. 3 キャプチャ・レンジに関する検討

図6.5に、従来型のAFCを本加速管と組み合わせた場合のキャプチャ・レンジの評価結果を示す。6. 1節では反射波と入射波の位相差 $\phi$ の範囲として $-\pi/2 < \phi < \pi/2$ と述べたが、この範囲の上下限付近では位相ディスクリミネータの出力の微分値がゼロとなって感度を失うため、実用的には $-\pi/3 < \phi < \pi/3$ 程度である。このため、実用的なキャプチャ・レンジとしては、 $\pm 250$  kHzとなる。

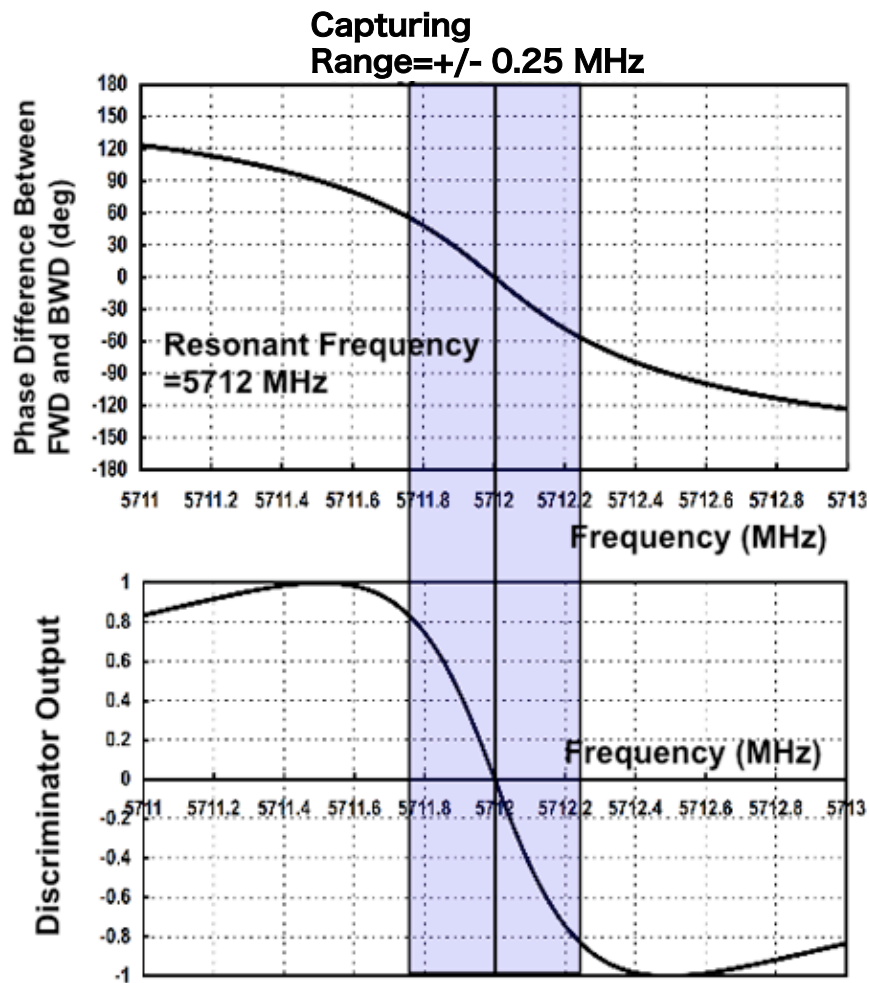


図6. 5 従来型のAFCと本加速管を組み合わせた場合のキャプチャ・レンジ

これに対して、図6.6には、本AFCと本加速管を組み合わせた場合のキャプチャ・レンジの評価結果を示す。キャプチャ・レンジを制約する要因は、コンパレータのダイナミック・レンジである。図6.6では、コンパレータのダイナミック・レンジとして20 dB（振幅では全振幅の1/10）を仮定し、 $\pm 12$  MHzのキャプチャ・レンジを得ているが、最近のコンパレータの実力値としては、40 dB程度は問題無く得られ、これを勘案

すれば、更に広大なキャプチャ・レンジが得られ、実用的にはキャプチャ・レンジの制約を考えなくても良い程度の性能が得られる。

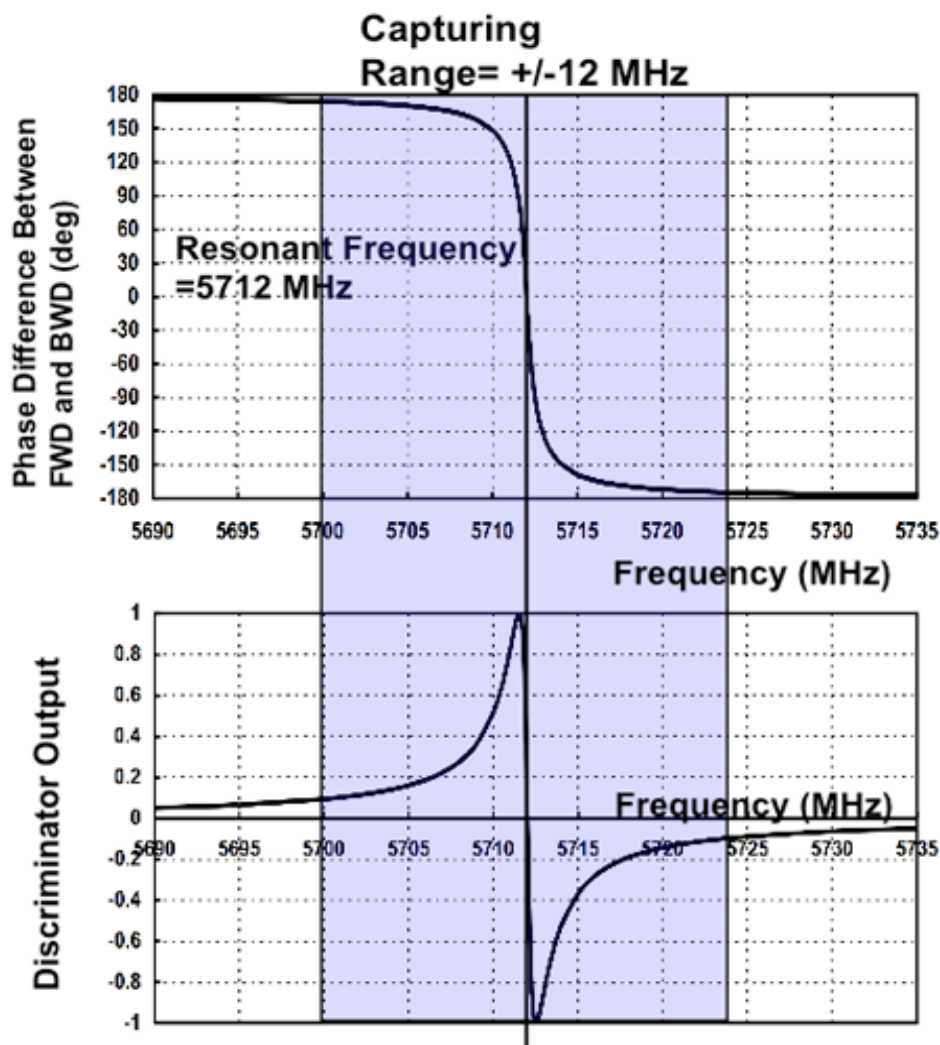


図6. 6 本AFCと本加速管を組み合わせた場合のキャプチャ・レンジ

## 6. 4 AFC回路の詳細

図6.7にAFC回路の詳細を示す。

AFC回路全体は、マイクロウェーブ・セクション、アナログ・セクション及びデジタル制御セクションの3つの筐体から構成されている。

マイクロウェーブ・セクションは加速管の直近に配置しており、加速管への入射波と加速管からの反射波をサンプルする結合定数-60 dBのBHCは、加速管のRF窓の直近に取り付けられている。

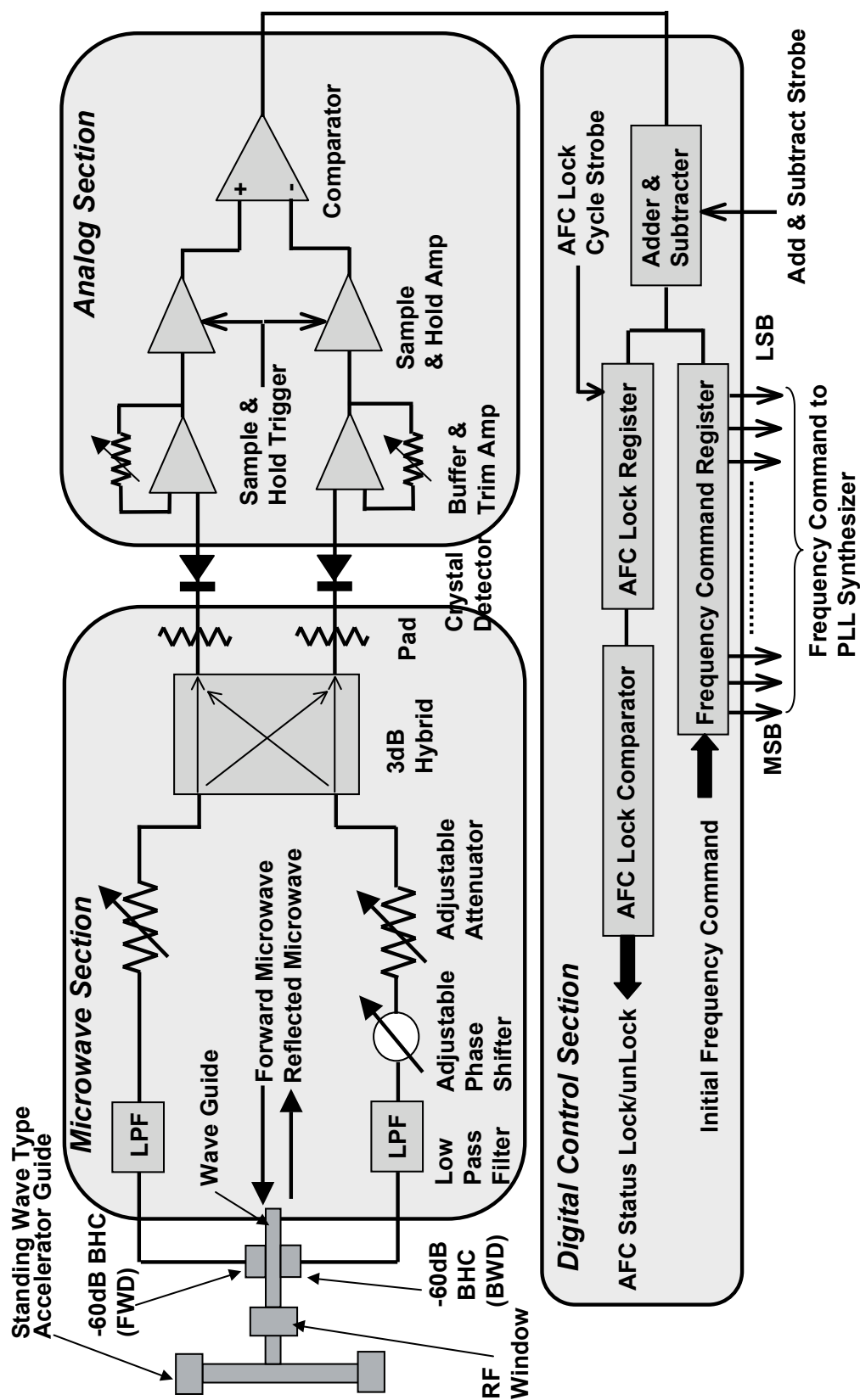


図 6. 7 AFC回路の詳細

BHCからは位相特性の安定したセミリジッド・ケーブルでマイクロウェーブ・セクションに接続し、マイクロウェーブ・セクション内の各デバイスの接続にも、位相の変動を嫌って、セミリジッド・ケーブルを用いている。BHCでサンプルされた加速管入射波と反射波は、カット・オフ周波数7 GHzのLPF(Low Pass Filter)で高調波成分を除去し、入射波サンプルは、位相基準として、可変アッテネータを経由して3 dBハイブリッド・カプラに入力される。反射波サンプルは、可変フェーズ・シフタと可変アッテネータを経由して、3 dB ハイブリッド・カプラに入力される。可変アッテネータは、クリスタル検波器が2乗検波特性を持つ振幅に概略調整する。可変フェーズ・シフタは、加速管からBHC及びマイクロウェーブ・セクション内の全ての要素の位相差をキャンセルするように位相を調整するが、具体的には、以下の通りの手順で設定する。

- (1) 一定の低パルス繰り返し周波数(10 Hz程度)で加速管を運転し、BHCの反射波サンプルの振幅が最小となるように加速用マイクロ波周波数をマニュアルで調整する。(加速管共振周波数の設定)
- (2) この状態で、可変フェーズ・シフタを調整して、コンパレータ出力の正負が反転する点に設定する。

3 dB ハイブリッド・カプラ以降は、特に位相特性の問題を考慮する必要は無く、主にノイズ混入防止及び半導体部品への放射線の影響防止の観点から、アナログ・セクションは、O-Ring上で、加速管やビーム・エリアから離れた場所に設置する。アナログ・セクションでは、クリスタル検波器からのビデオ信号をサンプル・ホールドして、これをコンパレータで比較して出力する。サンプル・ホールドのトリガーとしては、入射マイクロ波を検波して、この立ち上がりでエッジ・トリガー回路を動作させ、これに適当な遅延をかけたものを用いている。コンパレータは、ゼロ付近にデッド・ゾーンを持たせた3値出力のものを採用しており、 $\phi$ の値に応じて、正、負、ゼロの3値を出力する。

ディジタル・コントロール・セクションは、Skew Tableの下段のクライストロン・ドライバ内部に組み込んでおり、コンパレータからの出力に応じて、クライストロン・ドライバ用のPLLシンセサイザへのディジタル・コマンド値を、シンセサイザの最小分解能である20 kHz分だけ変更する。則ち、コンパレータ出力が正の場合、加速用マイクロ波周波数が加速管共振周波数よりも低いことを示しているため、20 kHzだけカウント・アップする。またコンパレータ出力が負の場合、加速用マイクロ波周波数が加速管共振周波数よりも高いことを示しているため、20 kHzだけカウント・ダウンする。コンパレータ出力がゼロの場合には、加速用マイクロ波周波数が加速管の共振周波数に同調していることを意味しているため、シンセサイザ周波数の変更は行われない。シンセサイザへの周波数コマンド後、コマンドされた周波数で出力が可能となるまでの立ち上がり時間は、シンセサイザ内のPLLのロックに要する時間によって決定され、現周波

数からの変化分が最小分解能である20 kHzの場合、1 msである。このため、パルス間隔の3.3 ms内で十分に周波数コマンドに追従して発振することが可能である。

図6.7で、周波数コマンド・レジスタは、シンセサイザへの周波数コマンドを示すとともに、このレジスタの値そのものが、現時点での加速管の共振周波数を表している。また、ビーム・オン直前に、外部からこのレジスタに適当な初期値を書き込むことにより、AFCのロックまでに必要な時間（AFCのセトリング・タイム）を短縮することが可能である。例えば、ビーム・オンの直前に、周波数コマンド・レジスタの値がその時点の加速管の共振周波数と1 MHzずれている場合、AFCは50パルスでロック状態となる。パルス繰り返し周波数が300 Hzの場合、これは約0.17 sに相当するが、加速管の温度を熱電対等で計測し、これに対応した共振周波数を、ビーム・オン直前に周波数コマンド・レジスタに書き込むことにより、加速管の共振周波数とのずれを100 kHz程度に改善することは十分に可能であり、この場合セトリング・タイムが17 msに短縮される。

## 6. 5 AFCの試験評価

5章で述べた加速管を用い、図6.7の回路で、パルス繰り返し周波数=300 HzでAFCの評価を実施した結果を図6.8に示す。図中、縦軸は、周波数コマンド・レジスタの読み値であり、シンセサイザの最小分解能である20 kHzを1 カウントとしている。ビーム・オン時の加速管の共振周波数は、周波数コマンド・レジスタよりも42 カウント (840 KHz)高い状態にあり、ビーム・オンとともにAFCは、カウント・アップを開始し、約0.15 s後にAFC ロック状態となっている。カウント・アップの途中、53 カウント付近から周波数コマンド・レジスタの周波数カウント・アップの直線の傾斜が変化しているが、加速管のエージングが十分に完了していない時点での評価試験であったため、真空インタロックにかからないような微小な真空放電等により、位相判定のミスが発生しているのではないかと推定している。その後、AFCは加速管の共振周波数を安定に追従し、約1分後には、カウント・アップ・コマンドもカウント・ダウン・コマンドも発生しないゼロ状態となって定常状態に達している。グラフ上、微小なスパイクが見られるが、これは、周波数コマンド・レジスタの値を記録するデータ・ロガーの読み取りミスか、もしくは、微小な真空放電等による位相判定ミスが原因であると考えている。加速管の共振周波数はビーム・オンのスタート時点である62 カウントから50 カウント低下（即ち、1 MHz）して、12 カウントで定常状態に達している。

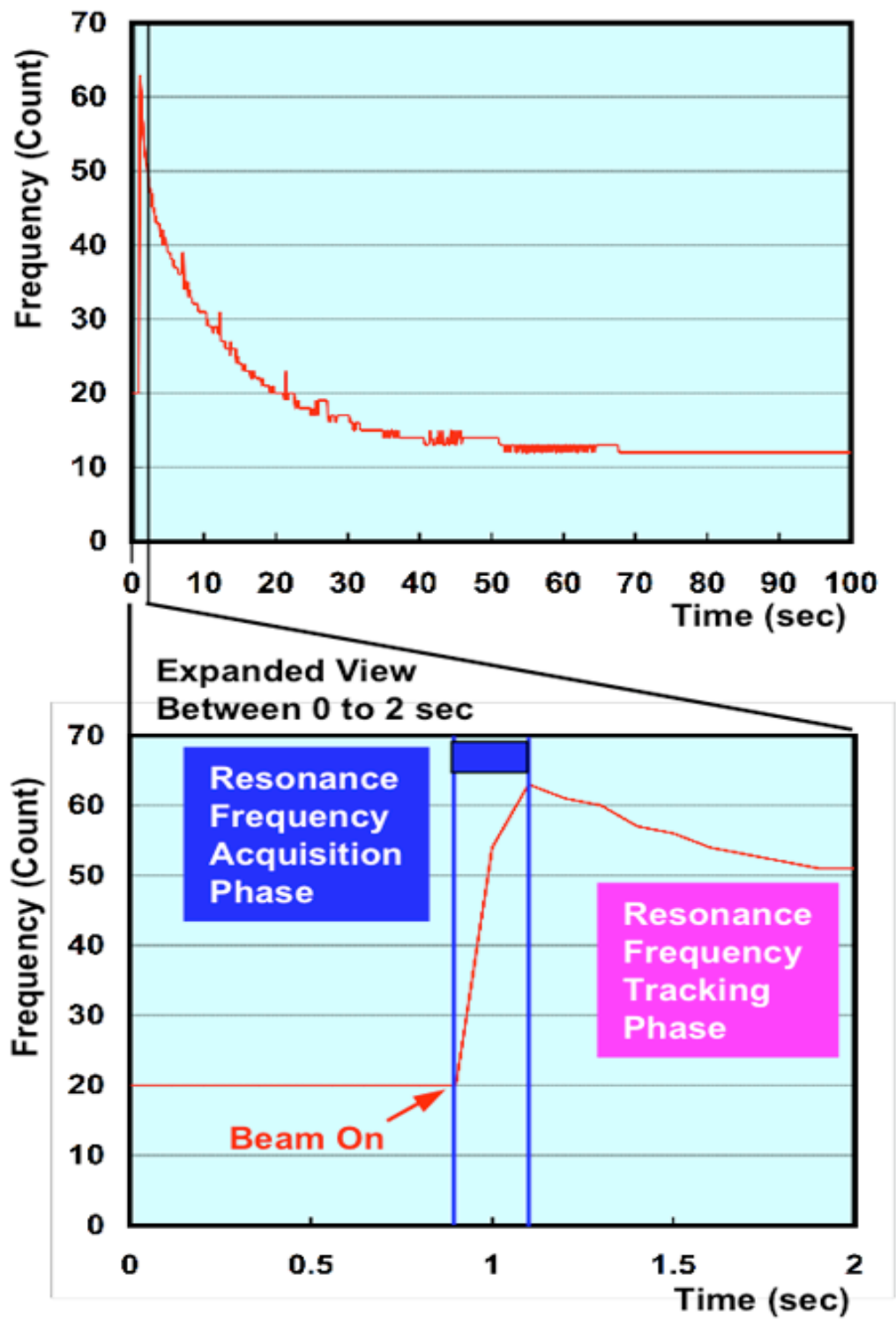


図6. 8 AFCの試験評価結果

## 6. 6 ロバスト性に関する検討

本AFCでは、1パルスでの現象は、次の20 kHz分のコマンドに影響するだけである。例えば、あるパルスで、微小な真空放電等が発生して、BHCのサンプル値に異常な値が入力された場合でも、これは次のパルスでの20 kHz分の加算若しくは減算に影響するのみで、それ以降のパルスには影響しない。

これに対して、従来のAFCでは、1パルスの異常な入力、差動アンプのフィードバック回路の時定数及びサーボ・ループの時定数の期間影響し、この期間は治療線の特性が影響を受ける可能性がある。

## 6. 7 まとめ

従来型の医療用電子リニアックのSバンド加速管と比較して共振周波数の変動幅が大きなCバンド加速管に対応できる、キャプチャ・レンジの広い新AFCを考案し、実加速管と組み合わせて、コンセプト及び細部設計の妥当性を確認した。

新AFCは、約1 MHzの周波数変化を伴うCバンド加速管の共振周波数にロックして安定に追従した。

また、AFCのセトリング・タイムも0.15 sと十分に短く、ビーム・オン／オフが頻繁に発生するStep & Shoot IMRTのような用途にも問題なく対応できる性能を有することが判明した。



## **(参考文献)**

- 1) JIS Z 4714 (2001) 医用電子加速装置－性能特性
- 2) Karzmark C. J., Nunan C. S. and Tanabe E., “Medical Electron Accelerators”, McGraw-Hill, Inc., New York, (1993) pp. 102 - 104.
- 3) Kamino Y., Tsukuda K., Miura S., Hirai E., Hiraoka M. and Ishikawa J, “Development of a new concept automatic frequency controller for an ultrasmall C-band linear accelerator guide”, Med. Phys. 34 (8), (2007) pp. 3243-3248.

## 第7章 システム性能の評価

本節では、本装置全体としてのシステム性能に関し、臨床機として重要な以下の性能について評価した結果を纏める。7. 1 では、臨床機としての薬事当局の承認を得るために必要なシステム性能の評価結果について述べ、7. 2 以降には、高度な放射線治療を実施するためのシステム性能の評価結果について述べる。

### 7. 1 基本的なシステム性能の評価

本節では、IEC 60976 <sup>1)</sup>やIEC 60977 <sup>3)</sup>及びJIS Z 4714 <sup>2)</sup>に規定され、医療用電子リニアックとして米国FDA(Food and Drug Administration)の承認や 厚労省の薬事承認を取得するために必要な、最小限度の評価項目について述べる。全体としては、以下の評価項目がある。なお、JIS Z 4714は、IEC 60976及びIEC 60977に基づいて作成されており、両者の評価項目、測定法及び基準値には共通性がある。

(1)線量モニタシステム (校正の安定性) 表7.1 に試験評価結果を示す。

JIS Z 4714 6.1 透過型線量計読み値と吸収線量比の最大変動係数

6.2 線量モニタ・システムの直線性

6.3 線量モニタ・システムの角度位置依存性

6.4 線量モニタ・システムの 架台回転依存性

6.5 線量モニタ・システムの放射線照射野形状依存性

6.6 線量モニタ・システムの校正の安定性

6.6.1 高吸収線量照射後の安定性

6.6.2 1 日内の安定性

6.6.3 1 週間 (5日) の安定性

(2)深部吸収線量特性 表7.2に試験評価結果を示す。

JIS Z 4714 7.1.1 及び 7.1.2

深部吸収線量特性 深部線量図

(透過能力、線質指数、最大深部線量深、表面線量)

7.1.3 深部吸収線量特性 等線量曲線図

(3)放射線照射野の均一性 表7.3に試験評価結果を示す。

JIS Z 4714 8.1.1 正方形X線照射野の平坦度

8.1.2 角度位置による正方形X線照射野の線量分布偏差

8.1.3 正方形X線照射野の対称性

8.1.4 吸収線量の最大比

8.3 放射線照射野の半影

表7.1～7.3にそれぞれ評価結果を示すが、いずれも、JIS Z 4714及びIEC-60977の基準値に対して合格しており、米国のFDA承認基準及び日本の薬事承認基準を満足する。

表 7. 1 (a) JIS Z 4714 6 章の規定に基づく試験結果

JIS Z 4714	6. 1	試験項目名称	等価型線量計読み値と吸収線量の比の最大変動係数																																												
<b>試験方法</b>																																															
基準線量計を基準校正水槽内の水深10 cm位置に設置し、基準線量計位置がアイソセンターにくるようにする。 MLC開口は10 cm x 10 cmとする。 100MUの照射を10回実施し、それぞれについて基準線量計の読み値と主線量計の読み値の比を求め、その標準偏差を求める。																																															
<b>試験結果</b>																																															
JIS推奨値の0.5 %に対して、0.06 %となり、JIS推奨値を満足している。																																															
<b>試験データ</b>																																															
<table><tr><th>回</th><th>メイン線量計 (ピーク深換算値)</th><th>基準線量計(Gy) (ピーク深換算値*1)</th><th>Ri= <math>\frac{\text{メイン線量計}}{\text{基準線量計}}</math></th></tr><tr><td>1</td><td>1.0007901</td><td>1.002316898</td><td>0.9985</td></tr><tr><td>2</td><td>1.0004672</td><td>1.002852458</td><td>0.9976</td></tr><tr><td>3</td><td>1.0003839</td><td>1.001786640</td><td>0.9986</td></tr><tr><td>4</td><td>1.0004256</td><td>1.00275436</td><td>0.9977</td></tr><tr><td>5</td><td>1.0004776</td><td>1.002597934</td><td>0.9979</td></tr><tr><td>6</td><td>1.0004256</td><td>1.002873668</td><td>0.9976</td></tr><tr><td>7</td><td>1.0005714</td><td>1.003317759</td><td>0.9973</td></tr><tr><td>8</td><td>1.0006235</td><td>1.003451649</td><td>0.9972</td></tr><tr><td>9</td><td>1.0003214</td><td>1.002965138</td><td>0.9974</td></tr><tr><td>10</td><td>1.0005297</td><td>1.003614704</td><td>0.9969</td></tr></table>				回	メイン線量計 (ピーク深換算値)	基準線量計(Gy) (ピーク深換算値*1)	Ri= $\frac{\text{メイン線量計}}{\text{基準線量計}}$	1	1.0007901	1.002316898	0.9985	2	1.0004672	1.002852458	0.9976	3	1.0003839	1.001786640	0.9986	4	1.0004256	1.00275436	0.9977	5	1.0004776	1.002597934	0.9979	6	1.0004256	1.002873668	0.9976	7	1.0005714	1.003317759	0.9973	8	1.0006235	1.003451649	0.9972	9	1.0003214	1.002965138	0.9974	10	1.0005297	1.003614704	0.9969
回	メイン線量計 (ピーク深換算値)	基準線量計(Gy) (ピーク深換算値*1)	Ri= $\frac{\text{メイン線量計}}{\text{基準線量計}}$																																												
1	1.0007901	1.002316898	0.9985																																												
2	1.0004672	1.002852458	0.9976																																												
3	1.0003839	1.001786640	0.9986																																												
4	1.0004256	1.00275436	0.9977																																												
5	1.0004776	1.002597934	0.9979																																												
6	1.0004256	1.002873668	0.9976																																												
7	1.0005714	1.003317759	0.9973																																												
8	1.0006235	1.003451649	0.9972																																												
9	1.0003214	1.002965138	0.9974																																												
10	1.0005297	1.003614704	0.9969																																												
<p>平均値(<math>\bar{R}</math>) = 0.99767</p> <p>これを以下の式で処理をして</p> $S = \frac{100}{\bar{R}} \sqrt{\sum_{i=1}^n \frac{(\bar{R} - Ri)^2}{n-1}}$ <p>再現性評価値として S=0.05438%を得る。</p>																																															
*1：10cm深での基準線量計読み値の1.32564倍がピーク深換算値。																																															

表 7. 1 (b) JIS Z 4714 6 章の規定に基づく試験結果

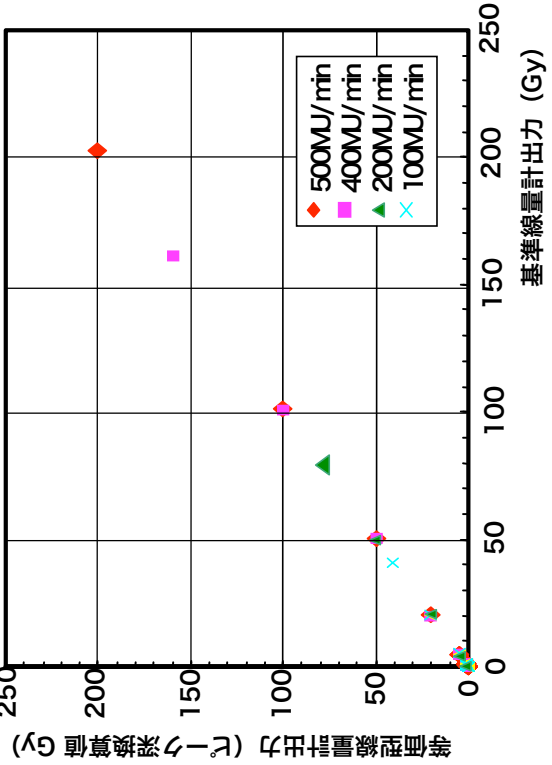
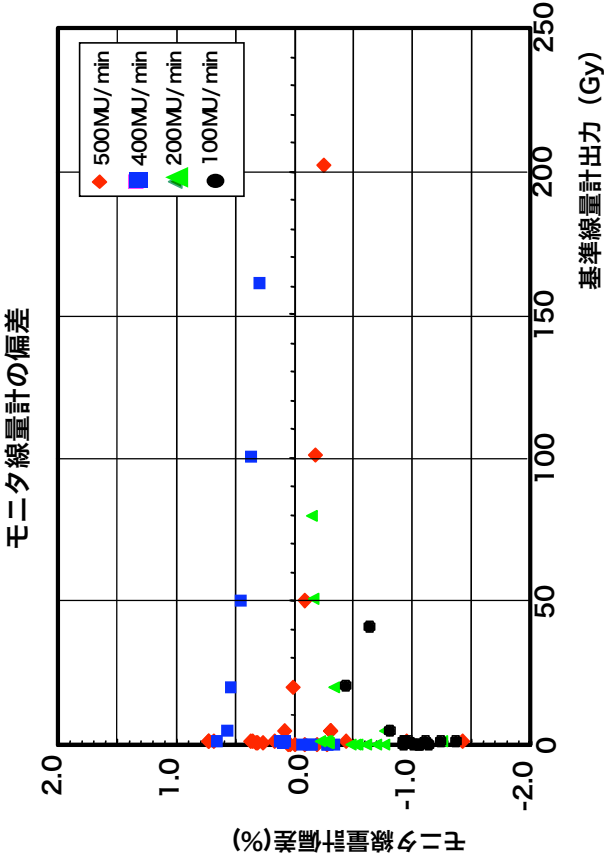
JIS Z 4714	6. 2	試験項目名称	線量モニタ・システムの直線性
<b>試験方法</b>			
基準線量計を基準校正水槽内のピーク深さ位置に設置し、基準線量計位置がアイソセンターにくるようにする。 MLC開口は10 cm x 10 cmとする。 線量率を500 MU/min (定格値)、400 MU/min、200 MU/min、100 MU/minの5種類とし5 MU～20000 MUの照射を行って 基準線量計を線量の基準とした場合の、メイン線量計出力 (ピーク深換算値) の直線性及びばらつきを評価する。			
<b>試験結果</b>			
JIS推奨値 ( ± 2 %以内) に対して-1.4 % +0.7 %の結果となり、JIS推奨値を満足する。			
<b>試験データ</b>			
モニタ線量計直線性試験結果		モニタ線量計の偏差	
			

表 7. 1 (c) JIS Z 4714 6 章の規定に基づく試験結果

JIS Z 4714		6. 3		試験項目名称		線量モニタ・システムの角度位置依存性	
試験方法							
基準線量計にビルドアップ・キャップを取付け、アイソセクターに設置する。また、MLCの開口は10 cm x 10 cmとする。 O-Ringの回転角度、スキュー角度、Pan軸及びTilt軸のジンバル角度を変化させて、それぞれの角度で5回、100 MUの照射を行う。 メイン線量計と基準線量計の比を取り、5回の平均値により上記の角度変化の影響を評価する。							
試験結果							
一連の測定結果の、平均値は0.998313548、最大値は1.012110544、最小値は0.994365245であり、最大と最小の差である、0.017745(=1.77%) が最大偏差となり、JIS推奨値の3 %以下を満足している。							
試験データ							
位置				モノ線量(Gy)		Dose1	
GANTRY/RING		PAN	TILT	Dose1	Dose2 参考値	基準線量計(Gy)	基準線量計
90	0	0	0	1.0004568	0.980563072	1.004312594	0.996160763
90	0	0	0	1.00029014	0.980406	1.004368721	0.995939164
90	0	0	0	1.00041514	0.980530982	1.004572048	0.995862007
90	0	0	0	1.00043597	0.98056224	1.00462288	0.995832355
90	0	0	0	1.00035264	0.98049744	1.004723484	0.995649705
90	40	0	0	1.00042555	0.980385168	0.98494895	1.0067635
90	40	0	0	1.00039943	0.980395584	0.984810166	1.006818659
90	40	0	0	1.00056096	0.98056224	0.985237999	1.006549108
90	40	0	0	1.00063387	0.98066684	0.985424382	1.006432084
90	40	0	0	1.00052971	0.980499744	0.98514269	1.00661505
90	-40	0	0	1.0004568	0.980437248	0.982605419	0.998974188
90	-40	0	0	1.0005193	0.980530982	0.98266535	0.99867267
90	-40	0	0	1.00047763	0.980426832	0.99233712	0.999369229
90	-40	0	0	1.00079011	0.980708063	0.99282463	0.999086363
90	-40	0	0	1.00040472	0.980364336	0.992627657	0.998998906
90	-55	0	0	1.00035264	0.980312256	0.98031156	0.99555857
90	-55	0	0	1.00059221	0.98056224	0.981072977	0.995024146
90	-55	0	0	1.00037347	0.980374752	0.981157696	0.994720729
90	-55	0	0	1.0005193	0.98051016	0.981230767	0.994791643
90	-55	0	0	1.00035264	0.980343504	0.981123809	0.994734371
180	0	0	0	1.00048805	0.98165592	1.006166892	0.994355962
180	0	0	0	1.00046722	0.981718416	1.006387163	0.994117625
180	0	0	0	1.00049846	0.981749664	1.0062855	0.994249111
180	0	0	0	1.0003943	0.981770496	1.005946622	0.994480505
180	0	0	0	1.00057138	0.981885072	1.00598051	0.994623024

注記：

1. 表中、GANTRYはO-RingのRotation角、RINGはO-RingのSkew角度、PANはジンバルPan軸角度、TILTはジンバルTilt角度をそれぞれ示す。

2. Dose1はメイン量計の読み値、Dose2はサブ線量計の読み値でいずれもピーク深換算値をGy表示している。なお、サブ線量計は投与線量の制御には直接使われておらず、読み値は参考である。

表 7. 1 (d) JIS Z 4714 6 章の規定に基づく試験結果

JIS Z 4714		6. 3		試験項目名称		線量モニタ・システムの角度位置依存性							
試験データ													
位置				Dose1		モニタ線量(Gy)		基準線量計(Gy)		Dose1		平均	
GANTRY	RING	PAN	TILT	Dose1	Dose2	参考値	基準線量計(Gy)		基準線量計		平均		
0	0	0	0	1.000E+00	9.809E-01	9.809E-01	1.002239905		0.99810656				
0	0	0	0	1.000E+00	9.808E-01	9.808E-01	1.002256756		0.998068994				
0	0	0	0	1.001E+00	9.811E-01	9.811E-01	1.002245171		0.998329955				
0	0	0	0	1.001E+00	9.811E-01	9.811E-01	1.00269384		0.99792479				
0	0	0	0	1.000E+00	9.810E-01	9.810E-01	1.002789683		0.997704768		0.998027014		
0	0	2.5	0	1.00036306	0.98082264	0.98082264	1.003010032		0.997360967				
0	0	2.5	0	1.0004568	0.980916384	0.980916384	1.003038625		0.997425997				
0	0	2.5	0	1.00035264	0.980739312	0.980739312	1.003878407		0.996487855				
0	0	2.5	0	1.00057138	0.980989296	0.980989296	1.003946183		0.996638459				
0	0	2.5	0	1.00055054	0.980999712	0.980999712	1.003866758		0.99669656		0.996921967		
0	0	-2.5	0	1.00036306	0.980801808	0.980801808	1.003822228		0.996553947				
0	0	-2.5	0	1.00043597	0.980885136	0.980885136	1.004143155		0.996308109				
0	0	-2.5	0	1.00040472	0.980864304	0.980864304	1.004239524		0.996181385				
0	0	-2.5	0	1.00046722	0.9809268	0.9809268	1.004047846		0.996433805				
0	0	-2.5	0	1.00036306	0.980833056	0.980833056	1.003940888		0.996436213		0.996382692		
0	0	0	2.5	1.00087344	0.981301776	0.981301776	1.003669785		0.997213879				
0	0	2.5	0	1.00040472	0.980843472	0.980843472	1.003647546		0.996768959				
0	0	2.5	0	1.00044638	0.980895552	0.980895552	1.005856607		0.994621278				
0	0	2.5	0	1.00048805	0.980937216	0.980937216	1.00598051		0.994540191				
0	0	2.5	0	1.00048805	0.980937216	0.980937216	1.005732705		0.994785238		0.995585909		
0	0	-2.5	0	1.00034222	0.980749728	0.980749728	1.005304872		0.99506354				
0	0	-2.5	0	1.00063387	0.981041376	0.981041376	1.006003807		0.994662112				
0	0	-2.5	0	1.00042555	0.980843472	0.980843472	1.005862961		0.994594284				
0	0	-2.5	0	1.00081094	0.981228864	0.981228864	1.005456308		0.995379845				
0	0	-2.5	0	1.00058179	0.981010128	0.981010128	1.0058852		0.994727621		0.994885481		
0	0	2.5	2.5	1.00043597	0.980864304	0.980864304	1.000558462		0.999877575				
0	0	2.5	2.5	1.0005193	0.980937216	0.980937216	1.001269046		0.9992512				
0	0	2.5	2.5	1.0005193	0.980968464	0.980968464	1.001245749		0.999274451				
0	0	2.5	2.5	1.00032139	0.98077056	0.98077056	1.001279636		0.99904298				
0	0	2.5	2.5	1.00038389	0.980864304	0.980864304	1.000975705		0.99940876		0.998370993		
0	0	-2.5	-2.5	1.00043597	0.980843472	0.980843472	1.001567683		0.998870057				
0	0	-2.5	-2.5	1.00048805	0.980916384	0.980916384	1.001922446		0.998568355				
0	0	-2.5	-2.5	1.0004568	0.980885136	0.980885136	1.00215966		0.99830081				
0	0	-2.5	-2.5	1.00030056	0.980739312	0.980739312	1.002587494		0.997718969				
0	0	-2.5	-2.5	1.00061304	0.981010128	0.981010128	1.002492184		0.998125527		0.998316743		

注記：

1. 表中、GANTRYはO-RingのRotation角、RINGはO-RingのSkew角度、PANはジンバルPan軸角度、TILTはジンバルTilt角度をそれぞれ示す。

2. Dose1はメイン量計の読み値、Dose2はサブ線量計の読み値でいずれもピーク深換算値をGy表示している。なお、サブ線量計は投与線量の制御には直接使われておらず、読み値は参考である。

注記：

1. 表中、GANTRYはO-RingのRotation角、RINGはO-RingのSkew角度、PANはジンバルPan軸角度、TILTはジンバルTilt角度をそれぞれ示す。
2. Dose1はメイン量計の読み値、Dose2はサブ線量計の読み値でいずれもピーク深換算値をGy表示している。なお、サブ線量計は投与線量の制御には直接使われておらず、読み値は参考である。



表 7. 1 (e) JIS Z 4714 6 章の規定に基づく試験結果

JIS Z 4714	6. 4	試験項目名称	線量モニタ・システムの架台回転依存性				
試験方法							
基準線量計にビルドアップ・キャップを取付け、アイソセンターに設置する。また、MLCの開口は10 cm x 10 cmとする。 O-Ringの全周に渡って4カ所を基準の角度位置とし、その左右に2回ずつ45°回転して、各基準位置当り4回の100 MUの照射を行う。 各測定でメイン線量計と基準線量計読みみの比の平均値を取り、4回の測定の平均値を各基準位置の「平均値」とし、その最大と最小の差を評価する。							
試験結果							
4カ所の平均値の最大値はO-Ring角が270°のときの1.002167であり、最小はO-Ring角が90°の時の0.995418である。 両者の差は、0.006749であり、約0.7 %となつて、JIS推奨値の2 % 以下を満足する。							
試験データ							
O-Ring 基準角度	回転角度	回転方向	メイン 線量計(Gy)	サブ線量計 (参考値)	基準線量計 (Gy)	メイン線量計 基準線量計	平均値
0	45	右回転	1.000373	0.980646	1.001069	0.999304846	
		左回転	1.000363	0.980635	1.002233	0.998134511	
		右回転	1.000696	0.980718	1.002373	0.998327225	
		左回転	1.000623	0.980896	1.003205	0.997426728	
90	45	右回転	1.000332	0.980354	1.00494	0.99541398	0.998298
		左回転	1.000551	0.980458	1.004862	0.995709042	
		右回転	1.000634	0.980729	1.005132	0.995525274	
		左回転	1.00054	0.980562	1.005542	0.995025484	
162.4	45	右回転	1.000488	0.981218	1.004654	0.995852949	0.995418
		左回転	1.00078	0.981718	1.003598	0.997192116	
		右回転	1.000551	0.981385	1.003772	0.996790782	
		左回転	1.000665	0.981916	1.002806	0.997865175	
270	45	右回転	1.000457	0.981541	0.998817	1.001642159	0.996925
		左回転	1.000519	0.981583	0.997985	1.002539692	
		右回転	1.000571	0.981656	0.998423	1.002151948	
		左回転	1.000384	0.981468	0.998052	1.002336154	

注記：  
1. O-Ring基準角度は、測定開始時のO-Ringの回転角度を示す。  
2. 回転角度は、測定実施時のO-Ringの回転角度を示す。  
3. 回転方向は、測定実施時のO-Ringの回転方向を示し、カウチ側からO-Ringに正対して右、左を示す。  
4. 平均値は、4回の測定の平均値。

注記：

1. O-Ring基準角度は、測定開始時のO-Ringの回転角度を示す。
2. 回転角度は、測定実施時のO-Ringの回転角度を示す。
3. 回転方向は、測定実施時のO-Ringの回転方向を示し、カウチ側からの回転方向に正対して右、左を示す。
4. 平均値は、4回の測定の平均値。

表 7. 1 (f) JIS Z 4714 6 章の規定に基づく試験結果

JIS Z 4714	6. 5	試験項目名称	線量モニタ・システム 放射線照射野形状依存性
<b>試験方法</b> 基準線量計を基準校正水槽内のピーク深さ位置に設置し、基準線量計位置がアイソセンターにくるようにする。 MLC開口を、X軸=5 cm Y軸=15 cm X軸=15 cm Y軸=5 cmとしてメイン線量計と基準線量計の比を求める。			
<b>試験結果</b> X軸=5 cm Y軸=15 cmの時：1.033 X軸=15 cm Y軸=5 cmの時：1.038			
<b>試験データ</b>			
照射野 X軸 x Y軸	モニタ線量計		平均値
	メイン線量計	サブ線量計	
5 cm x 15 cm	1.000373	0.980541	0.967547
	1.000644	0.980823	0.967964
	1.000426	0.980614	0.967886
	1.000478	0.980677	0.967935
	1.00053	0.980771	0.969173
15 cm x 5 cm	1.000436	0.980604	0.963807
	1.000446	0.980625	0.963829
	1.000436	0.980604	0.96426
	1.000332	0.980521	0.964112
	1.000394	0.980583	0.96455
15 cm x 15 cm	1.000311	0.980416	1.057013
	1.000436	0.980552	1.057317
	1.000551	0.980656	1.057819
	1.000457	0.980583	1.057953
	1.000363	0.980479	1.057918
メイン線量計 基準線量計			1.033927281
			1.033761642
			1.033619335
			1.033620669
			1.032354377
			1.038003929
			1.037991852
			1.037516438
			1.037568464
			1.037161831
			1.037649
			0.94635678
			0.946202794
			0.94586208
			0.945653552
			0.945595805
			0.945934

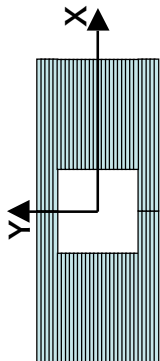
注記：  
1. X軸及びY軸の定義は以下の通り。  
  
2. モニタ線量計の読みは校正係数によりピーク深の値に換算された値。

表 7. 1 (g) JIS Z 4714 6 章の規定に基づく試験結果


JIS Z 4714	6. 6. 1	試験項目名称	線量モニタ・システム	校正の安定性 (高吸収線量照射後の安定性)
<b>試験方法</b> 基準線量計を基準校正水槽内に設置し、基準線量計がアイソセンターに一致し、また基準線量計の水深がピーク深に一致するようにする。 最大公称線量率である500 MU/minで30分間照射した後、100 MUを5回照射して校正係数を求める。				
<b>試験結果</b> 照射前後の校正係数の差は、0.065%であり、JIS推奨値の2%以内を満足する。				
<b>試験データ</b>				
<b>高吸収線量照射前</b>				
回	メイン線量計(Gy) (ピーク深換算値)	基準線量計(Gy)	メイン線量計— 基準線量計	
1	1.000436	1.007701725	0.992789774	
2	1.0005401	1.008634722	0.991974702	
3	1.0004985	1.009058233	0.991517072	
4	1.0004151	1.009001977	0.991489768	
5	1.000436	1.008990301	0.991521888	
				メイン線量計/基準線量計の 平均値=0.991858641
 差は0.065 %				
<b>高吸収線量照射後</b>				
回	メイン線量計(Gy) (ピーク深換算値)	基準線量計(Gy)	メイン線量計— 基準線量計	
1	1.0006339	1.008244116	0.992451983	
2	1.000613	1.008600756	0.992080398	
3	1.0003318	1.007628486	0.992758563	
4	1.0003839	1.007893844	0.992548862	
5	1.0003839	1.007735691	0.992704632	
				メイン線量計/基準線量計の 平均値=0.992508888

表 7. 1 (h) JIS Z 4714 6 章の規定に基づく試験結果

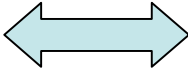
JIS Z 4714	6. 6. 2	試験項目名称	線量モニタ・システム	校正の安定性 (1日内の安定性)
<b>試験方法</b> 基準線量計を基準校正水槽内に設置し、基準線量計がアイソセンターに一致し、また基準線量計の水深がピーク深に一致するようにする。 約4Gyの吸収線量の照射を10分の休止期間を挟んで8時間繰り返し、この前後で校正係数を比較する。				
<b>試験結果</b> 照射前後の校正係数の差は、0.15 %であり、JIS推奨値の2 %以内を満足する。				
<b>試験データ</b>				
8 時間 照射前	回	メイン線量計(Gy) (ピーク深換算値)	基準線量計(Gy)	メイン線量計— 基準線量計
	1	1.00056096	1.001702329	0.998860571
	2	1.00061304	1.002078439	0.998537640
	3	1.00035264	1.002016281	0.998339707
	4	1.00081094	1.002380801	0.998433868
	5	1.00059221	1.002402925	0.998193626
メイン線量計/基準線量計の 平均値=0.998473095				
				
差は0.15 %				
8 時間 照射後	回	メイン線量計(Gy) (ピーク深換算値)	基準線量計(Gy)	メイン線量計— 基準線量計
	1	1.000488048	0.999888725	1.000599390
	2	1.000446384	1.000643860	0.999802651
	3	1.000373472	1.000446087	0.999927417
	4	1.000592208	1.000705202	0.999887158
	5	1.000394304	1.000722123	0.999672418
メイン線量計/基準線量計の 平均値=0.999976709				

表 7. 1 (i) JIS Z 4714 6章の規定に基づく試験結果

JIS Z 4714	6. 6. 3	試験項目名称	線量モニタ・システム	校正の安定性（5日の安定性）
試験方法				
基準線量計を基準校正水槽内に設置し、基準線量計がアイソセンターに一致し、また基準線量計の水深がピーク深に一致するようにする。 連続した5日間、3時間以上待機状態に装置を保った後に、MLC開口を10 cm x 10 cmとして、ピーク深換算線量で1Gyを5回照射して この平均により校正係数を求める。				
試験結果				
5日間の最小値は3日目の 0.9903 最大値は4日目の0.9975であり、その差は0.0072(0.72 %)である。 JIS推奨値の2 %以内を満足している。				
試験データ				
1日目				
		メイン線量計/基準線量計の 平均値=0.9919		
回	メイン線量計(Gy) (ピーク深換算値)	基準線量計(Gy)	—メイン線量計— 基準線量計	
1	1.00043597	1.007701725	0.9928	
2	1.00054013	1.008634722	0.9920	
3	1.00049846	1.009058233	0.9915	
4	1.00041514	1.009001977	0.9915	
5	1.00043597	1.008990301	0.9915	
2日目				
		メイン線量計/基準線量計の 平均値=0.9955		
回	メイン線量計(Gy) (ピーク深換算値)	基準線量計(Gy)	—メイン線量計— 基準線量計	
1	1.00046722	1.004563872	0.9959	
2	1.00050888	1.005233009	0.9953	
3	1.00036306	1.005024762	0.9954	
4	1.00050888	1.005036390	0.9955	
5	1.00051930	1.004968737	0.9956	

表 7. 1(j) JIS Z 4714 6章の規定に基づく試験結果

JIS Z 4714	6. 6. 3	試験項目名称	線量モニタ・システム	校正の安定性 (5日の安定性)
試験データ				
3日目				
回	メイン線量計(Gy) (ピーク深換算値)	基準線量計(Gy)	メイン線量計 — 基準線量計	
1	1.00034222	1.01005810	0.9904	
2	1.00032139	1.010075083	0.9903	
3	1.00057138	1.0010063407	0.9906	
4	1.00061304	1.010515576	0.9902	
5	1.00048805	1.010612167	0.9900	
5日間の最小値				
メイン線量計/基準線量計の 平均値=0.9903				
5日間の最大値と最小値 の差が0.0072 (=0.72 %)				
5日間の最大値				
メイン線量計/基準線量計の 平均値=0.9975				
4日目				
回	メイン線量計(Gy) (ピーク深換算値)	基準線量計(Gy)	メイン線量計 — 基準線量計	
1	1.00033181	1.002052793	0.9983	
2	1.00059221	1.002865849	0.9977	
3	1.00052971	1.002872217	0.9977	
4	1.00054013	1.003515444	0.9970	
5	1.00050888	1.003487847	0.9970	
5日目				
回	メイン線量計(Gy) (ピーク深換算値)	基準線量計(Gy)	メイン線量計 — 基準線量計	
1	1.00056096	1.009216386	0.9914	
2	1.00061304	1.009595316	0.9911	
3	1.00035264	1.009532692	0.9909	
4	1.00081094	1.009899947	0.9910	
5	1.00059221	1.009922237	0.9908	
メイン線量計/基準線量計の 平均値=0.9910				

表 7. 2 (a) JIS Z 4714 7 章の規定に基づく試験結果

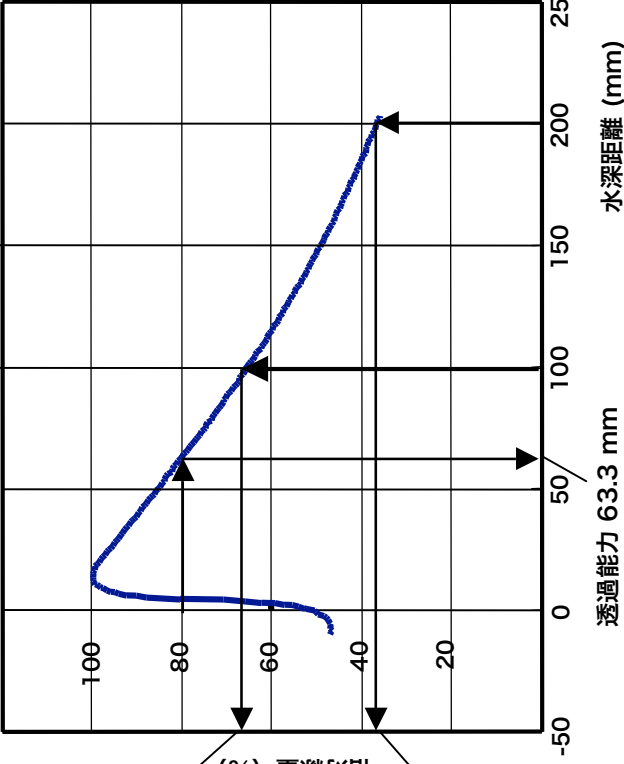
JIS Z 4714	7.1.1及び7.1.2	試験項目名称	深部吸収線量特性	深部線量図	及び	表面線量
<b>試験方法</b>						
<p>水深30 cmの校正水槽及び基準線量計を用い、基準線量計の中心が常にX線軸上にくるようにする。 校正水槽の水面がアイソセンターにくるように設置し、基準線量計を水面から深度方向に走査して計測線量を求め、PDD(Percent Depth Dose)を計測する。PDD計測はMLC開口を10 cm x 10 cmとする。 基準線量計が常にアイソセンター上にあるように調整し、水槽を上下に移動して基準線量計の水深を変化させて計測線量を求め、TMR(Tissue Maximum Ratio)を計測する。TMR計測は、MLC開口を、10 cm x 10 cm及び本装置の最大照射野である15 cm x 15 cmとして行う。</p>						
<b>試験結果</b>						
<p>PDDから求める透過能力（線量80 %の水深）は63.3 mmであり、6 MVリニアックの指定値(63 mm)との差は0.3 mm(0.6%)で、JIS推奨値の3 mm又は3 %以内を満足する。 PDDから求める線質指数は0.650 TMRから求める最大深部線量深は、10 cm x 10 cmで1.55 cm、15 cm x 15 cmで1.62 cm TMRから求める表面線量（水深0.5 mmの線量）は、10 cm x 10 cmで47.3 %、15 cm x 15 cmで49.2 %</p>						
<b>試験データ</b>						
<div><div><div>線質指数 = <math>\frac{20 \text{ cm水深の線量}}{10 \text{ cm水深の線量}}</math></div><div><p>10 cm水深の線量</p><p>20 cm水深の線量</p></div></div><div><p>PDD MLC開口 = 10 cm x 10 cm</p></div></div>						



表 7. 2(b) JIS Z 4714 7章の規定に基づく試験結果

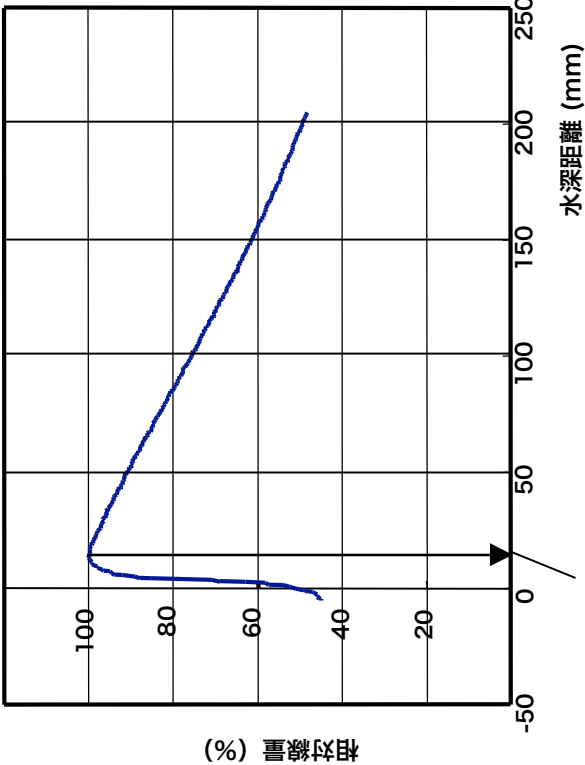
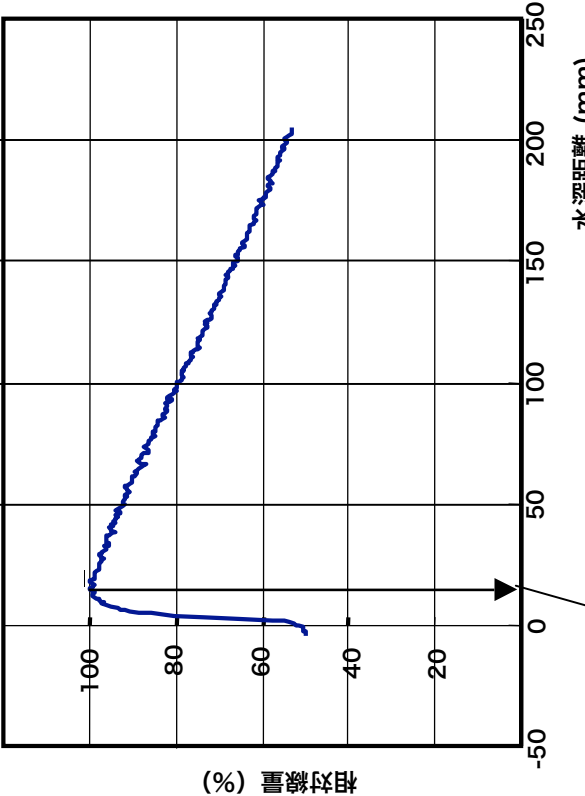
JIS Z 4714	7.1.1及び7.1.2	試験項目名称	深部吸収線量特性	深部線量図	及び	表面線量
試験データ						
TMR MLC開口 10 cm x 10 cm						
						
			最大深部線量深 =1.55 cm			
TMR MLC開口 15 cm x 15 cm						
						
			最大深部線量深 =1.62 cm			

表7. 2(c) JIS Z 4714 7章の規定に基づく試験結果

JIS Z 4714	7. 1. 3	試験項目名称	深部吸収線量特性	等線量曲線図
<div>試験方法</div> <p>水深30 cmの校正水槽及び基準線量計を用い、基準線量計の中心が常にX線軸上にくるようにする。  校正水槽の水面がアイソセンターより10 cm上にくるように校正水槽を設置し、基準線量計を水槽内で走査して、最大吸収線量の10 %毎の吸収線量の等高線を求める。  開口は、10 cm x 10 cm及び最大照射野の15 cm x 15 cmで行う。</p>				
<div>試験結果</div> <p>深部吸収線量の等線量曲線図を取得した。</p>				
<div>試験データ</div> <div> <div> <div> <div> <div>10%</div><div>20%</div><div>30%</div><div>40%</div><div>50%</div><div>60%</div><div>70%</div><div>80%</div><div>90%</div><div>100%</div> </div> <div>X軸 (単位 mm)</div> </div> <div> <div> <div>10%</div><div>20%</div><div>30%</div><div>40%</div><div>50%</div><div>60%</div><div>70%</div><div>80%</div><div>90%</div><div>100%</div> </div> <div>Y軸 (単位 mm)</div> </div> </div> <div> <div>MLC開口=10 cm x 10cm</div> </div> </div>				

表 7. 2(d) JIS Z 4714 7 章の規定に基づく試験結果

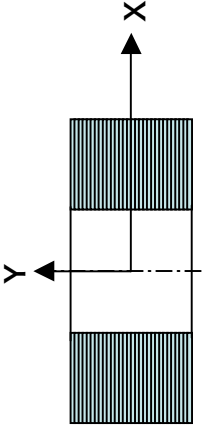
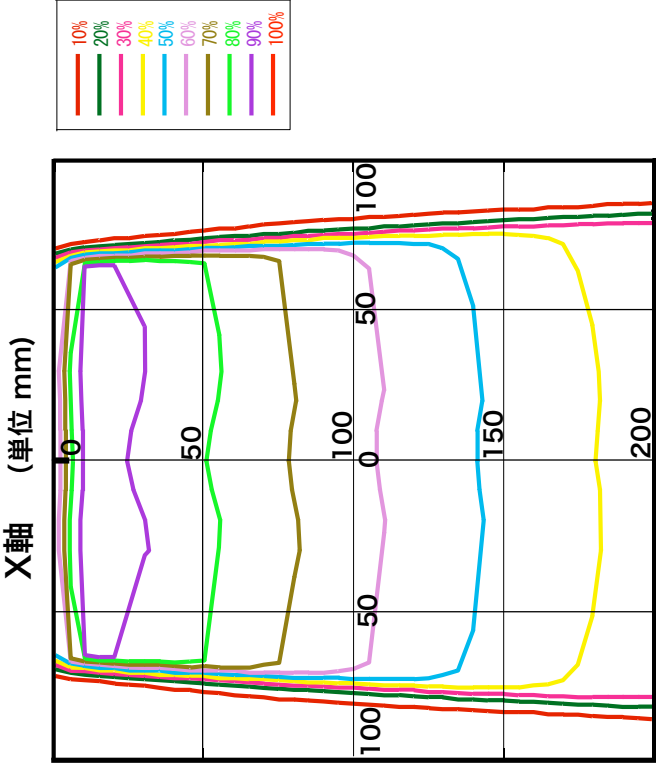
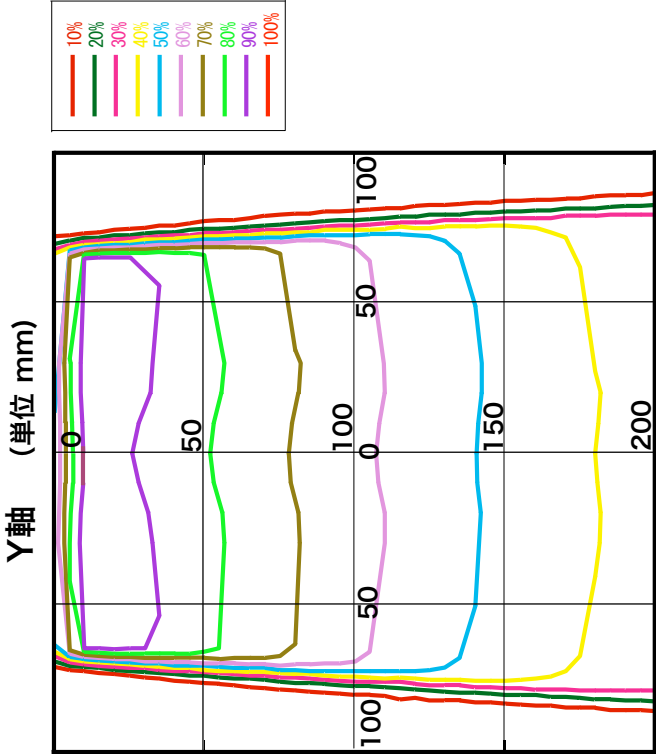
JIS Z 4714	7. 1. 3	試験項目名称	深部吸収線量特性	等線量曲線図
試験データ				
			<p>MLC開口=15 cm x 15 cm</p> 	
			<p>X軸 (単位 mm)</p> 	<p>Y軸 (単位 mm)</p> 

表 7. 3(a) JIS Z 4714 8 章の規定に基づく試験結果

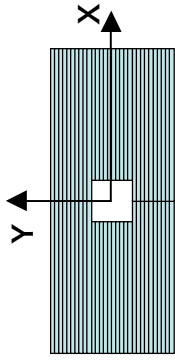
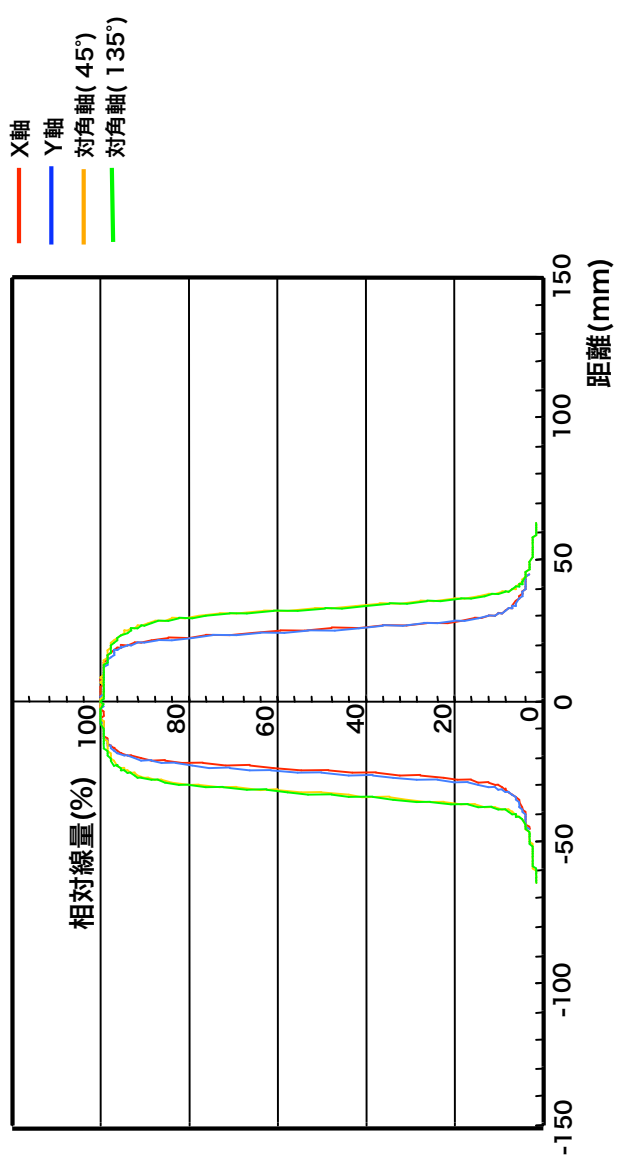
JIS Z 4714	8. 1. 1	試験項目名称	放射線照射野の均一性 正方形X線照射野の平坦度																																			
試験方法																																						
水深30 cmの校正水槽及び基準線量計を用い、基準線量計の中心が常にX線軸上にくるようにする。 校正水槽の水面がアイソセンターより10 cm上にくるように校正水槽を設置し、アイソセンター面で基準線量計をX軸、Y軸、対角線上で走査して線量分布を求める。開口は、5 cm x 5 cm、10 cm x 10 cm及び最大照射野の15 cm x 15 cmで行う。																																						
試験結果																																						
1 走査中の最大の線量と最小の線量の比を求め（2回実施）、これを%表示し、JIS推奨値の106 %以下に対して、最大値として105 %となり、JIS推奨値を満足していることを確認した。																																						
<table><tr><th>MLC</th><th>X軸</th><th>Y軸</th><th>対角軸 (45°)</th><th>対角軸 (135°)</th></tr><tr><td>50 1回目</td><td>101.6%</td><td>101.6%</td><td>103.2%</td><td>103.4%</td></tr><tr><td>50 2回目</td><td>101.6%</td><td>101.8%</td><td>103.2%</td><td>103.6%</td></tr><tr><td>100 1回目</td><td>104.0%</td><td>103.8%</td><td>105.0%</td><td>105.0%</td></tr><tr><td>100 2回目</td><td>104.0%</td><td>103.6%</td><td>105.0%</td><td>105.0%</td></tr><tr><td>150 1回目</td><td>103.6%</td><td>104.0%</td><td>103.6%</td><td>102.8%</td></tr><tr><td>150 2回目</td><td>103.8%</td><td>104.0%</td><td>103.4%</td><td>103.2%</td></tr></table>				MLC	X軸	Y軸	対角軸 (45°)	対角軸 (135°)	50 1回目	101.6%	101.6%	103.2%	103.4%	50 2回目	101.6%	101.8%	103.2%	103.6%	100 1回目	104.0%	103.8%	105.0%	105.0%	100 2回目	104.0%	103.6%	105.0%	105.0%	150 1回目	103.6%	104.0%	103.6%	102.8%	150 2回目	103.8%	104.0%	103.4%	103.2%
MLC	X軸	Y軸	対角軸 (45°)	対角軸 (135°)																																		
50 1回目	101.6%	101.6%	103.2%	103.4%																																		
50 2回目	101.6%	101.8%	103.2%	103.6%																																		
100 1回目	104.0%	103.8%	105.0%	105.0%																																		
100 2回目	104.0%	103.6%	105.0%	105.0%																																		
150 1回目	103.6%	104.0%	103.6%	102.8%																																		
150 2回目	103.8%	104.0%	103.4%	103.2%																																		
試験データ																																						
<div><div><p>MLC開口=5 cm x 5 cm</p></div><div></div></div>																																						

表 7. 3(b) JIS Z 4714 8 章の規定に基づく試験結果

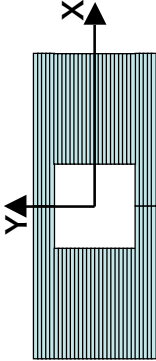
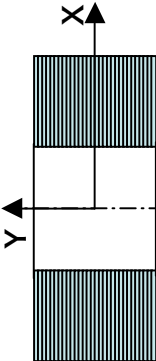
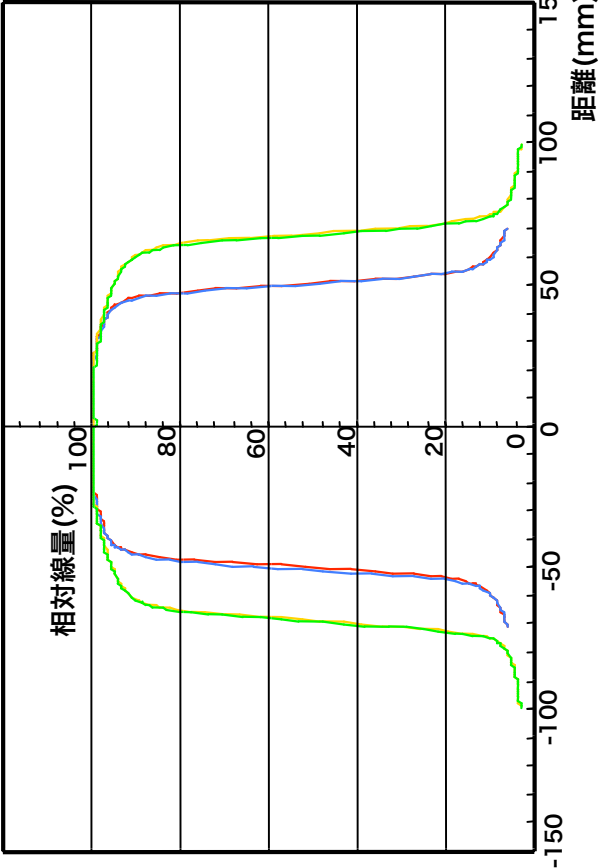
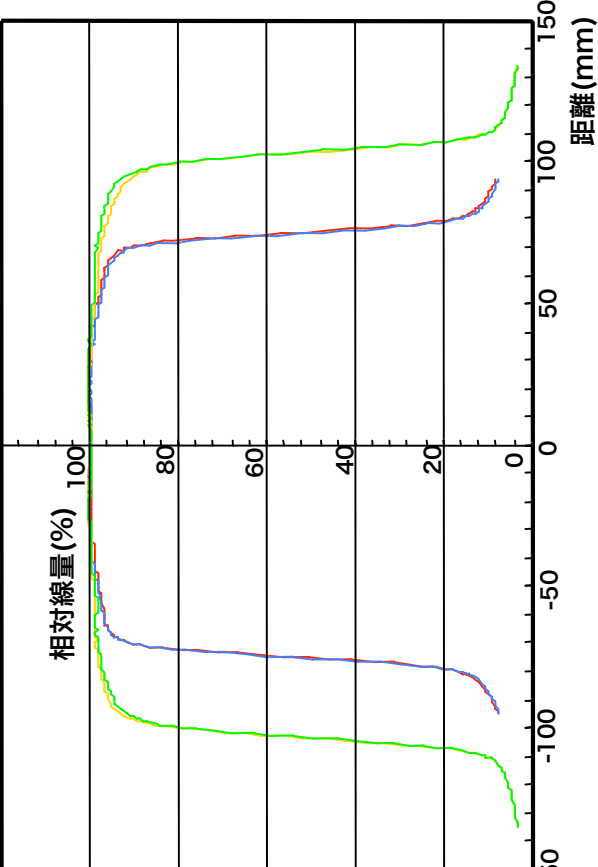
JIS Z 4714	8. 1. 1	試験項目名称	放射線照射野の均一性 正方形X線照射野の平坦度
試験データ			
MLC開口=10 cm x 10cm		MLC開口=15 cm x 15 cm	
			
			

表 7. 3(c) JIS Z 4714 8 章の規定に基づく試験結果

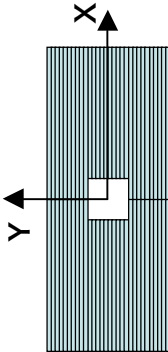
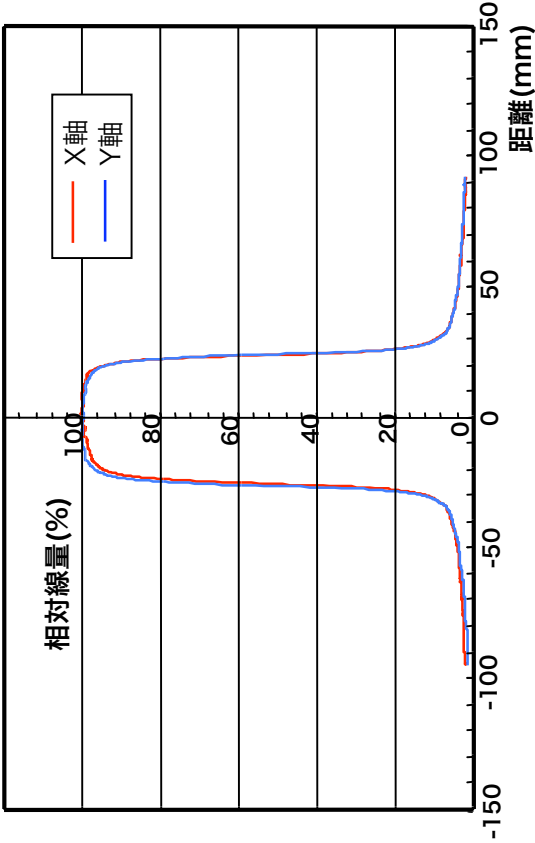
JIS Z 4714	8. 1. 2	試験項目名称	放射線照射野の均一性 角度位置による正方形線量分布の偏差																											
試験方法																														
<p>アクリル・ファントムを用い、アクリル・ファントムの表面がアイソセンターから10 cmの距離となるように設置する。</p> <p>また、X線フィルム位置はアイソセンターとし、O-Ringを45°毎に360°回転させて、それぞれの角度で曝写する。</p> <p>この後、デンシトメータでフィルム黒化度を評価して、線量分布を求める。</p>																														
試験結果																														
<p>フィルムのX軸Y軸で評価した結果は右表の通りであり、最大2.9 %。</p> <p>JIS推奨値の3 %以下であり、JIS推奨値を満足している。</p> <p>なお、フィルム法による評価は、フィルム自体の黒化誤差（黒化プロセスのばらつきを含む）及びデンシトメータに読み取り誤差も含まれるため、測定精度には限界がある。また、アクリル・ファントムの密度のばらつきにも影響される。</p>																														
<table><tr><th>O-Ring回転角</th><th>X 軸</th><th>Y 軸</th></tr><tr><td>0°</td><td>2.49%</td><td>2.39%</td></tr><tr><td>45°</td><td>2.94%</td><td>2.54%</td></tr><tr><td>90°</td><td>2.62%</td><td>2.65%</td></tr><tr><td>135°</td><td>2.17%</td><td>2.44%</td></tr><tr><td>180°</td><td>2.89%</td><td>2.14%</td></tr><tr><td>225°</td><td>2.77%</td><td>2.08%</td></tr><tr><td>270°</td><td>2.79%</td><td>2.69%</td></tr><tr><td>315°</td><td>2.91%</td><td>2.78%</td></tr></table>				O-Ring回転角	X 軸	Y 軸	0°	2.49%	2.39%	45°	2.94%	2.54%	90°	2.62%	2.65%	135°	2.17%	2.44%	180°	2.89%	2.14%	225°	2.77%	2.08%	270°	2.79%	2.69%	315°	2.91%	2.78%
O-Ring回転角	X 軸	Y 軸																												
0°	2.49%	2.39%																												
45°	2.94%	2.54%																												
90°	2.62%	2.65%																												
135°	2.17%	2.44%																												
180°	2.89%	2.14%																												
225°	2.77%	2.08%																												
270°	2.79%	2.69%																												
315°	2.91%	2.78%																												
試験データ																														
<div><div><p>MLC開口=5 cm x 5 cm</p></div><div></div></div>																														

表 7. 3(d) JIS Z 4714 8 章の規定に基づく試験結果

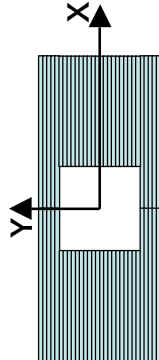
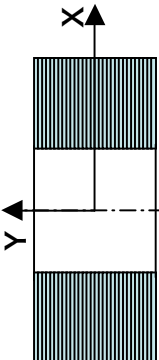
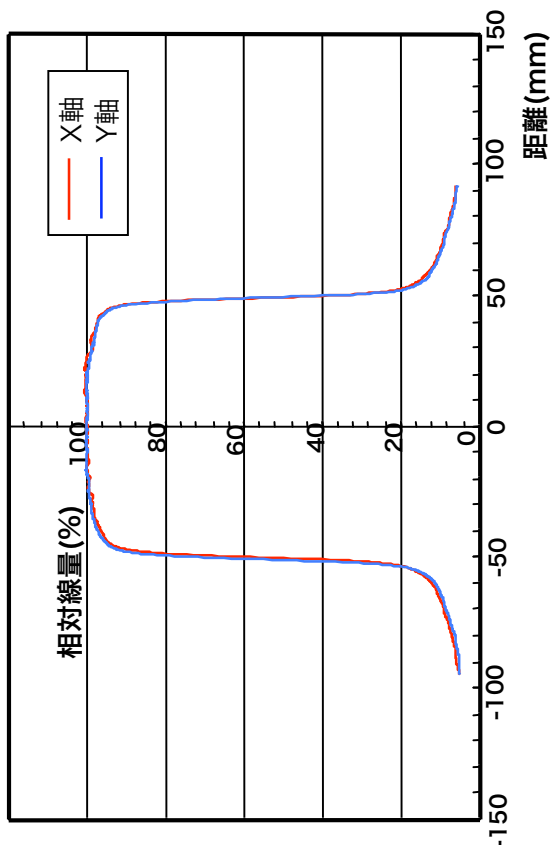
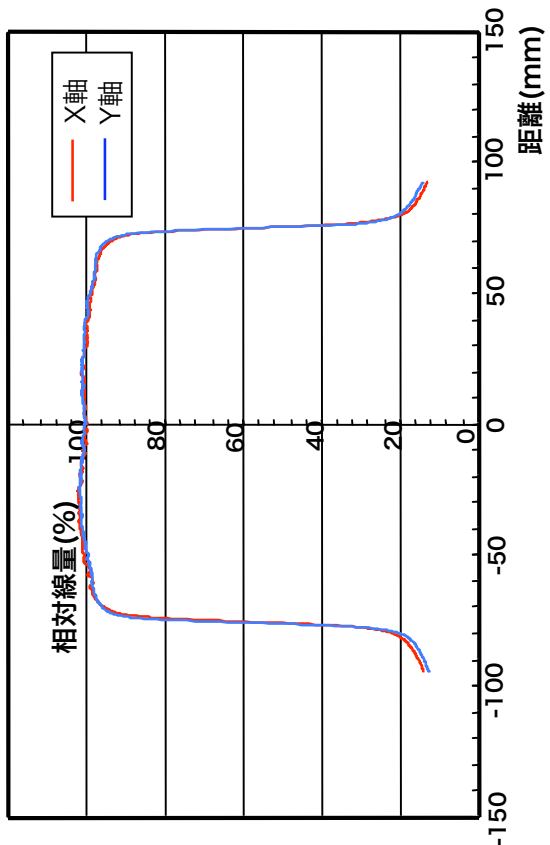
JIS Z 4714	8. 1. 2	試験項目名称	放射線照射野の均一性 角度位置による正方形線量分布の偏差	
試験データ				
MLC開口=10 cm x 10cm				
MLC開口=15 cm x 15 cm				
				



表7. 3(e) JIS Z 4714 8章の規定に基づく試験結果

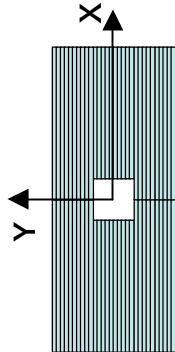
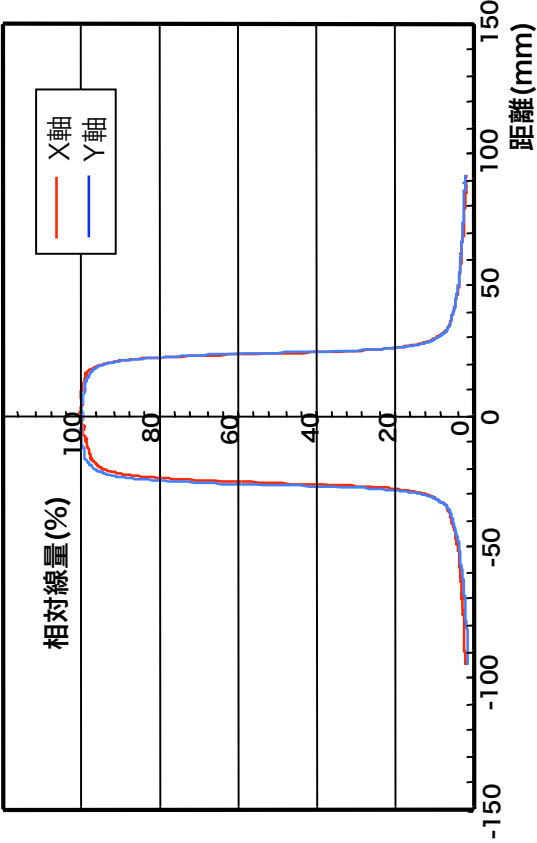
JIS Z 4714	8. 1. 3	試験項目名称	放射線照射野の均一性	正方形照射野の対称性
試験方法				
<p>アクリル・ファントムを用い、アクリル・ファントムの表面がアイソセンターから10 cmの距離となるように設置する。 また、X線フィルム位置はアイソセンターとし、MLC開口を、5 cm x 5 cm、10 cm x 10 cm、15 cm x 15 cmの3種類としてX線フィルムに曝写する。曝写後のフィルムをデンスitomータで評価し、X軸及びY軸の吸収線量分布を求める。</p>				
試験結果				
		最大 非対称性		
		X軸 Y軸		
		MLC開口		
		50 mm	1回目	101.3 %
			2回目	101.9 %
		100 mm	1回目	101.8 %
			2回目	101.7 %
		150 mm	1回目	102.6 %
			2回目	102.3 %
<p>右表に示す通り、最大照射野（15 cm x 15 cm）の際のX軸で、最大の非対称性として102.6 %となっているが、JIS推奨値の103 %以下を満足している。</p>				
試験データ				
 <p>MLC開口=5 cm x 5 cm</p>				
				

表 7. 3 (f) JIS Z 4714 8 章の規定に基づく試験結果

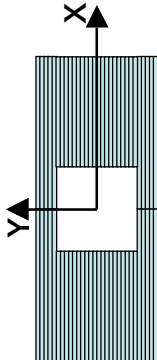
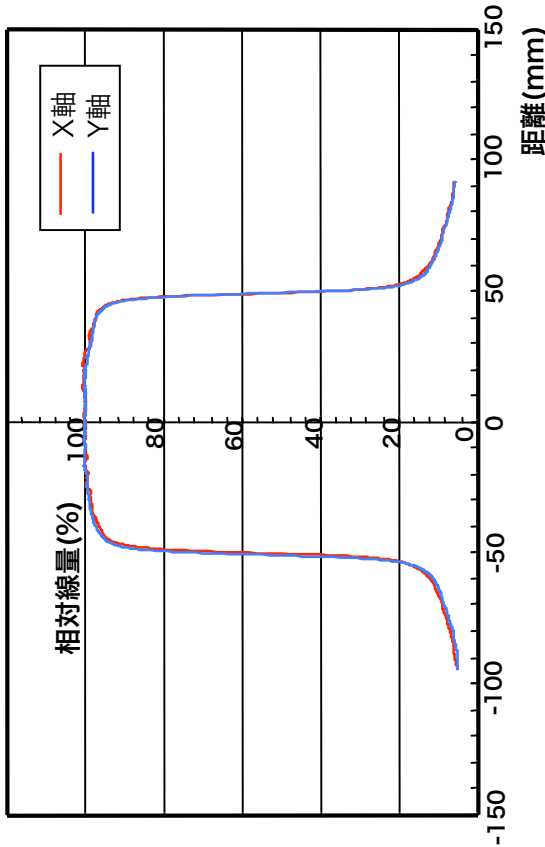
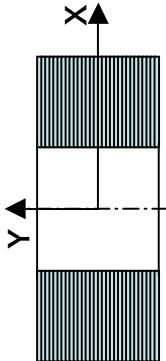
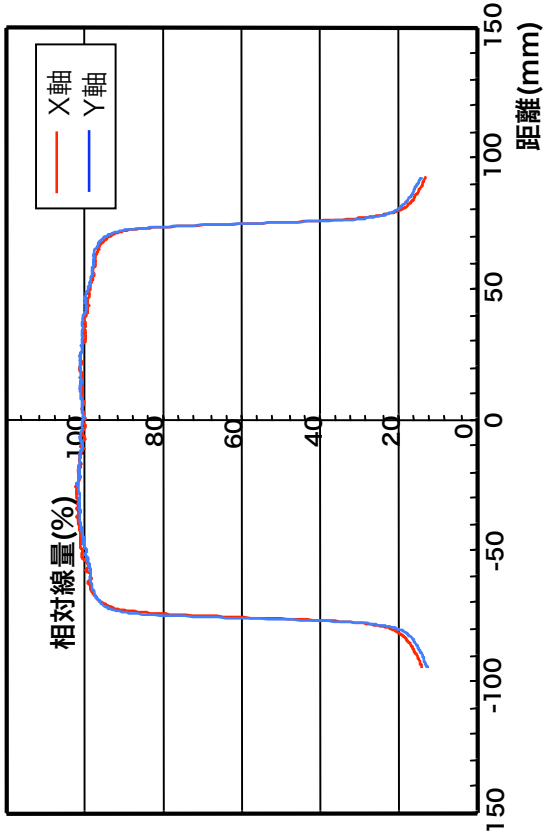
JIS Z 4714	8. 1. 3	試験項目名称	放射線照射野の均一性 正方形照射野の対称性	
試験データ				
MLC開口=10 cm x 10cm				
MLC開口=15 cm x 15 cm				

表 7. 3(g) JIS Z 4714 8 章の規定に基づく試験結果

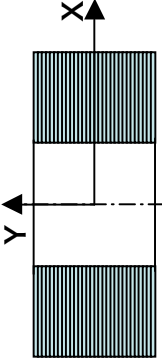
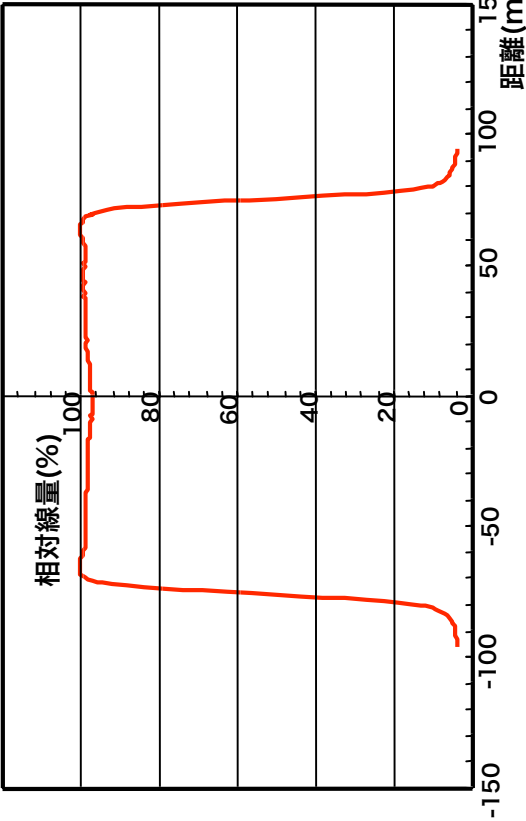
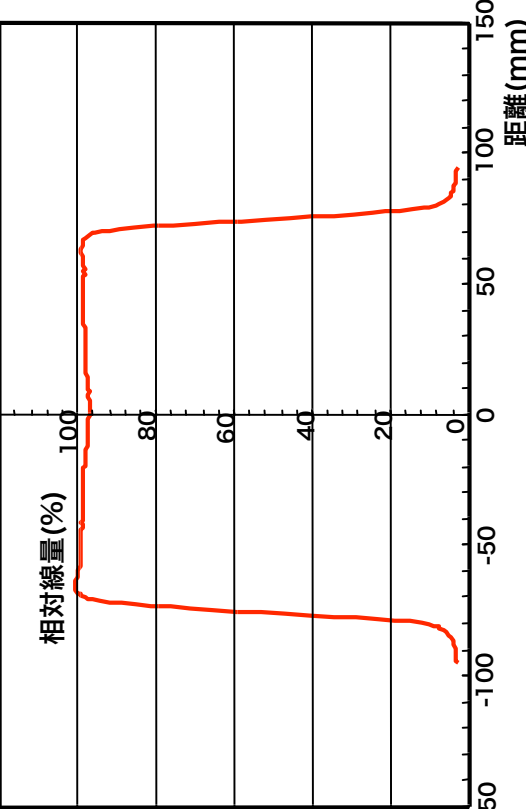
JIS Z 4714	8. 1. 4	試験項目名称	放射線照射野の均一性	吸収線量の最大比															
<b>試験方法</b>																			
基準校正水槽を用い、基準線量計をアイソセンターに一致させる。また、基準線量計の水深はピーク深に合わせる。 MLC開口を本装置の最大照射野である15 cm x 15 cmとして、X軸及びY軸及び対角軸で、水深を保ったまま、基準線量計を走査して線量率を計測する。																			
<b>試験結果</b>																			
右表に示す通り、最大照射野（15 cm x 15 cm）の際のX軸で、最大の非対称性として106.6 %となっているが、JIS推奨値の107 %以下を満足している。																			
<table><thead><tr><th></th><th>X軸</th><th>Y軸</th><th>対角軸(45°)</th><th>対角軸(135°)</th></tr></thead><tbody><tr><td>1回目</td><td>102.4 %</td><td>103.2 %</td><td>106.6 %</td><td>105.8 %</td></tr><tr><td>2回目</td><td>102.6 %</td><td>103.2 %</td><td>106.6 %</td><td>106.2 %</td></tr></tbody></table>						X軸	Y軸	対角軸(45°)	対角軸(135°)	1回目	102.4 %	103.2 %	106.6 %	105.8 %	2回目	102.6 %	103.2 %	106.6 %	106.2 %
	X軸	Y軸	対角軸(45°)	対角軸(135°)															
1回目	102.4 %	103.2 %	106.6 %	105.8 %															
2回目	102.6 %	103.2 %	106.6 %	106.2 %															
<b>試験データ</b>																			
<div>MLC開口=15 cm x 15 cm</div> <div></div> <div><b>X軸ピーク深分布</b> </div> <div><b>Y軸ピーク深分布</b> </div>																			

表 7. 3(h) JIS Z 4714 8章の規定に基づく試験結果

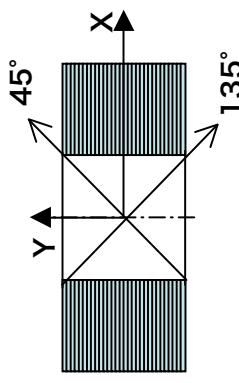
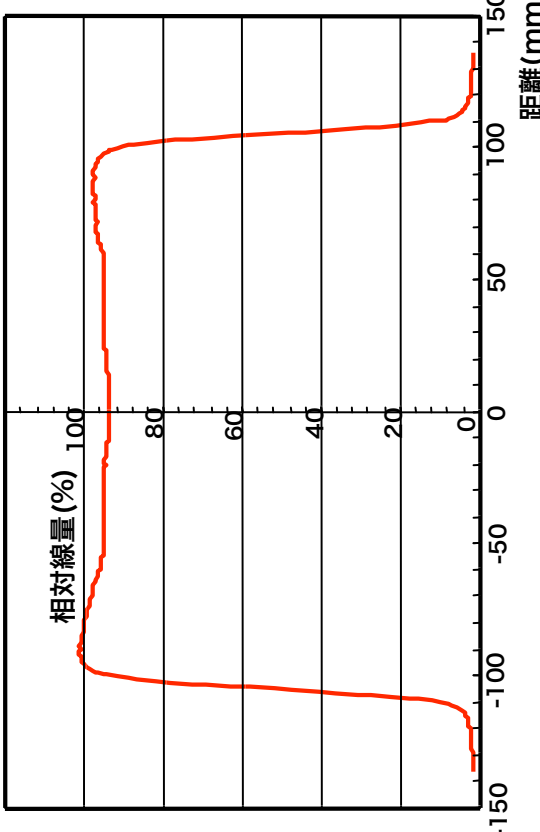
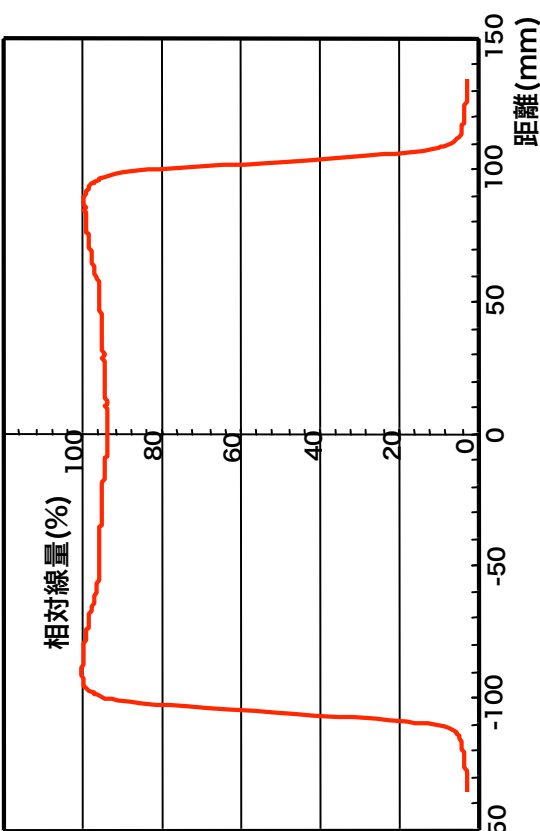
JIS Z 4714	8. 1. 4	試験項目名称	放射線照射野の均一性	吸収線量の最大比
試験データ				
<div><div>MLC開口=15 cm x 15 cm</div><div></div></div>				
45° ピーク深分布			135° ピーク深分布	
				

表 7. 3(i) JIS Z 4714 8 章の規定に基づく試験結果

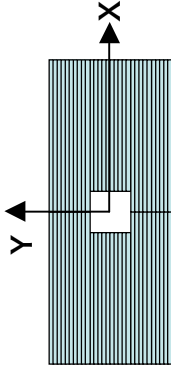
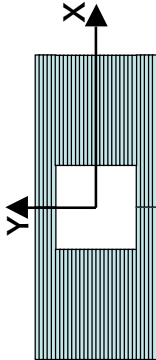
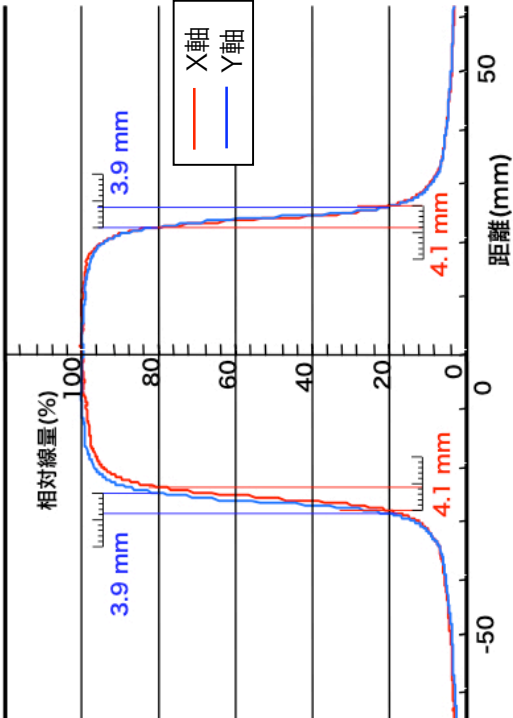
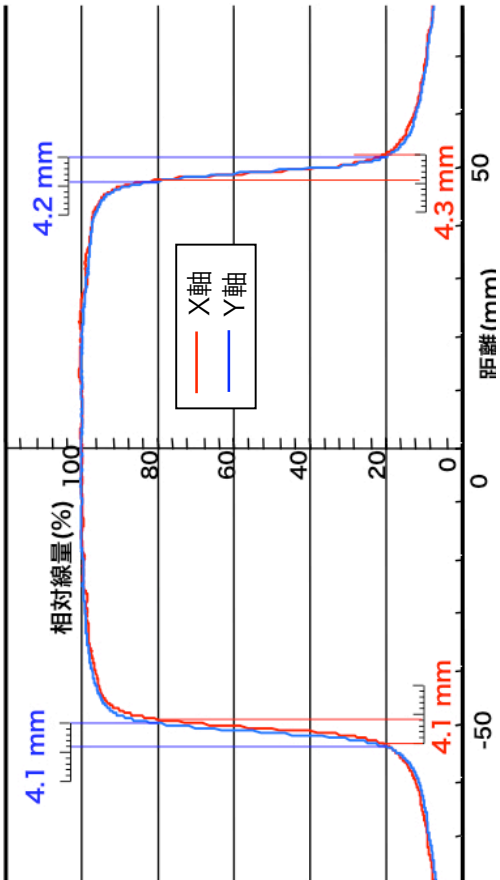
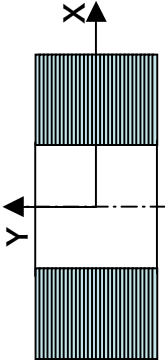
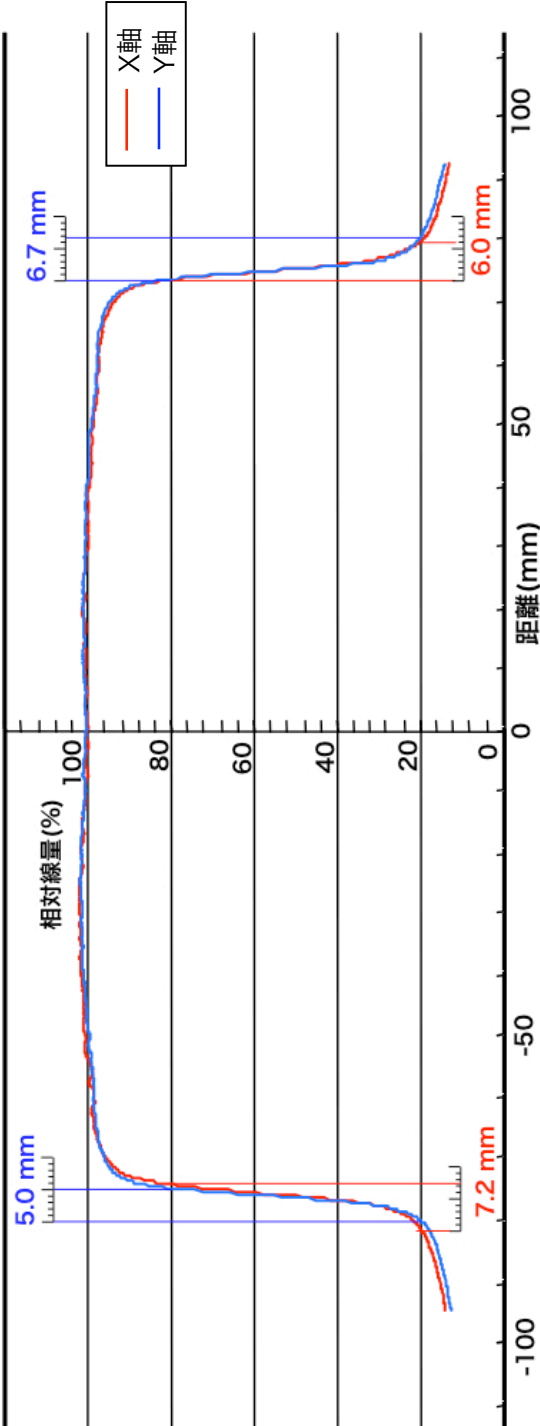
JIS Z 4714	8. 3	試験項目名称	放射線照射野の半影																														
試験方法																																	
アクリル・ファントムを用い、アクリル・ファントムの表面がアイソセンターから10 cmの距離となるように設置する。 また、X線フィルム位置はアイソセンターとし、MLC開口を、5 cm x 5 cm、10 cm x 10 cm、15 cm x 15 cmの3種類としてX線フィルムに曝写する。曝写後のフィルムをデンスITメータで評価し、X軸及びY軸の吸収線量分布を求める。																																	
試験結果																																	
線量分布の両辺縁で、吸収線量の80 % から20 % におちる間の距離を求め、右表の結果を得た。																																	
<table><tr><th colspan="2">MLC開口</th><th colspan="2">X軸</th><th colspan="2">Y軸</th></tr><tr><th></th><th></th><th>－</th><th>＋</th><th>－</th><th>＋</th></tr><tr><td>5 cm x 5 cm</td><td></td><td>4.1</td><td>4.1</td><td>3.9</td><td>3.9</td></tr><tr><td>10 cm x 10 cm</td><td></td><td>4.3</td><td>4.1</td><td>4.2</td><td>4.2</td></tr><tr><td>15 cm x 15 cm</td><td></td><td>6.0</td><td>7.2</td><td>6.7</td><td>5.0</td></tr></table>				MLC開口		X軸		Y軸				－	＋	－	＋	5 cm x 5 cm		4.1	4.1	3.9	3.9	10 cm x 10 cm		4.3	4.1	4.2	4.2	15 cm x 15 cm		6.0	7.2	6.7	5.0
MLC開口		X軸		Y軸																													
		－	＋	－	＋																												
5 cm x 5 cm		4.1	4.1	3.9	3.9																												
10 cm x 10 cm		4.3	4.1	4.2	4.2																												
15 cm x 15 cm		6.0	7.2	6.7	5.0																												
試験データ																																	
MLC開口=5 cm x 5 cm		MLC開口=10 cm x 10cm																															
																																	
																																	

表 7. 3(j) JIS Z 4714 8 章の規定に基づく試験結果

JIS Z 4714	8. 3	試験項目名称	放射線照射野の半影
試験データ			
<div><div>MLC開口=15 cm x 15 cm</div><div></div></div>			
			

## 7. 2 アイソセンター照準精度の評価

### 7. 2. 1 機械的なアイソセンター照準精度の評価

3. 2節に述べたように、本装置では、剛性の高いO-Ring構造を採用して機械的歪みを抑制した上で、更に、ジンバル支持されたX線ヘッドの主にTilt軸を駆動することにより、能動的な照準精度補償を行っている。このため、まず、機械的な照準精度の確認を実施した。

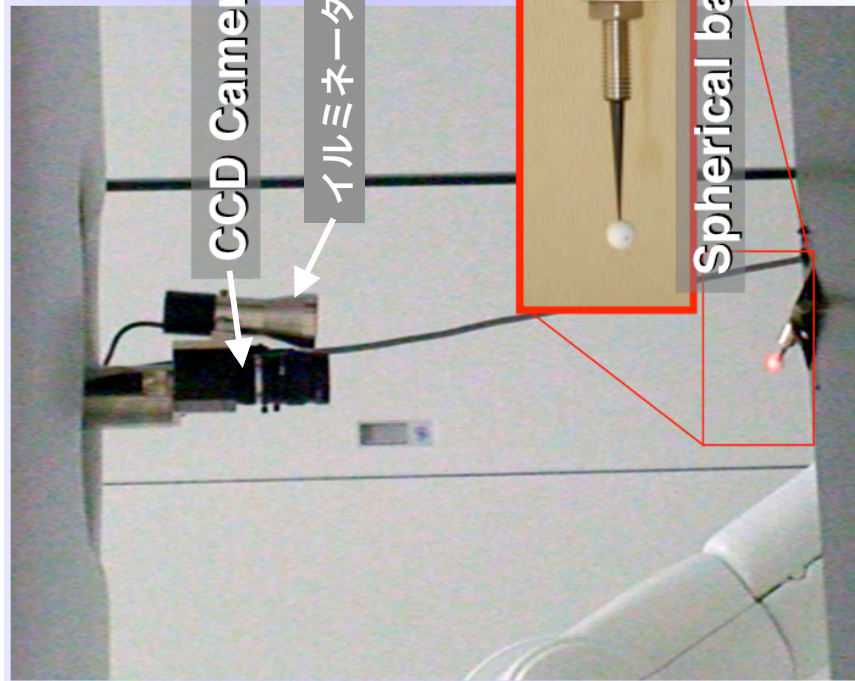
図7. 1に示す通り、X線ヘッドのMLC出口にCCDカメラを取付け、これをX線ヘッドの軸に精密にアライメントした。更に、アイソセンターに表面に光反射加工を行った直径3/8インチ (9.53 mm) の金属性の基準球を設置して、これをCCDカメラで観察し、カメラ画像の画像解析を行うことにより基準球の中心を求めた。基準球の中心はアイソセンターと $\pm 5 \mu\text{m}$ の精度で一致するようにした。測定の精度を保証するため、測定中は室内を暗黒状態とし、CCDカメラの脇にイルミネータ光源を設けて、基準球を照明するようにした。図7. 1で、CCDカメラ画像は、画像処理を容易にするため、コントラストを反転した画像となっている。30°刻みでO-Ringを360°回転し、基準球の中心と、その時のX線ヘッド軸との誤差を求めた。測定は4回行い、その結果を図7. 2に示す。

X線ヘッドのPan軸及びTilt軸ともに、機械的誤差は4回の平均として40  $\mu\text{m}$ 程度に収まっており、最大でも60  $\mu\text{m}$ 以下であり、機械的には目標精度である $\pm 0.1 \text{ mm}$ を十分にクリアできる性能であることが判明した。

なお、システム・アイソセンターは、本装置とは独立の絶対座標空間の1点であり、併せて空間の1点に対して照準する能力を有することが実証された。

Pan軸及びTilt軸の両軸の駆動サーボは、システム・アイソセンターにおいて、約5  $\mu\text{m}$ の分解能と精度を持っており、アイソセンター近傍の任意の空間に対して、絶対座標で $\pm 0.1 \text{ mm}$ の照準精度を持つことが推定され、動体追尾照射に対して十分なX線照準精度を保有しているものと考えられる。

CCD CameraをX線ヘッド機械軸にアライメントして固定



システムのアイソセンタに直径3/8インチの基準球(Spherical ball)を固定。

- 1.O-Ring角度を30°刻みで360°回転させる。
- 2.CCD Cameraで基準球を観測し、CCD Cameraの中心と基準球の中心の誤差を計測する。

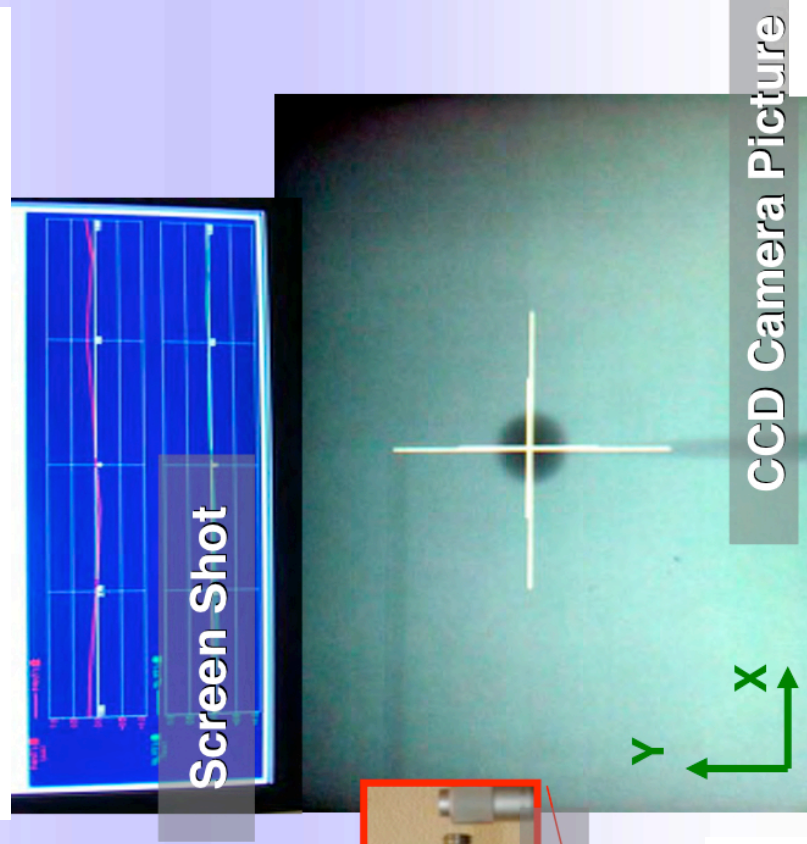


図7. 1 機械的なアイソセンター照準精度の評価方法説明図



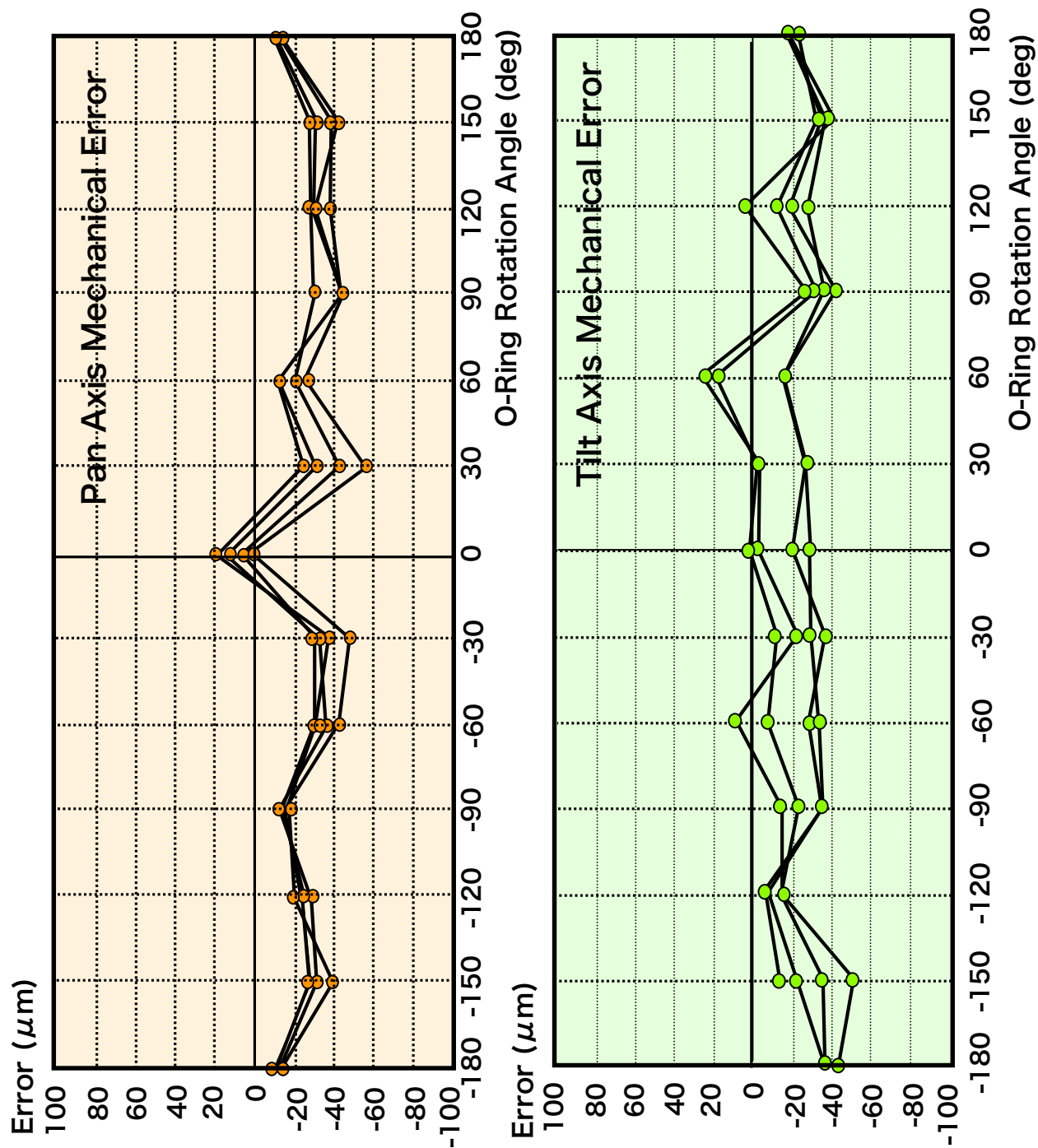


図 7. 2 機械的なアイソセンター照準精度の評価結果

## 7. 2. 2 X線のアイソセンター照準精度評価 (Star Shot法)

実際に治療X線を照射する際のアイソセンター照準精度の評価法の一つとして、Star Shot法がある。

これは、図7. 3に示すように、MLCでリボン状の細いX線ビームを形成し、O-Ringを回転して照射し、図7. 3に示す通り、アイソセンターを含みO-Ringの回転軸に直交する平面上にX線フィルムを置いて曝写して、リボン状X線ビームの集光度を見る方法であり、フィルム上のビーム曝写跡が星形に見えるため、Star Shot法と呼ばれる。この方法による評価では、Pan軸方向の照準精度の評価はできず、Tilt軸方向の照準精度のみの評価となる。

本方法は、治療X線を実際に照射するとともに、MLCによりビーム成形を行っているため、本装置のX線照射系の総合的なアイソセンター照準精度の絶対評価と考えられる。

MLCの開口幅を、リーフ走行方向に3 mm、これに直交する方向のMLCは全開として3 mm x 15 cmのリボン状態のX線ビームを形成し、アイソセンターを含みO-Ringの回転軸に直交する平面上にX線フィルムを置いて曝写した。ビームは30°おきに半周で6本のビームを用いて照射した。現像結果を結果を図7. 4に示す。更にこのフィルムを画像読み取り装置にかけて画像処理した結果を図7. 5に示す。

図7. 5では、6本のリボン状ビームの曝写結果である6本の直線のうち、2本の直線が成す15個の交点の平面上の重心点を求め、この点から、それぞれ6本の直線までの距離を求めている。図中の左下の表示にあるXpos、Yposは、中心点からそれぞれのビーム曝写線に降ろした垂線のX成分及びY成分であり、便宜上、フィルムの横方向をX軸、縦方向をY軸としているため、特に物理的な意味は無く、この垂線の長さである「Distance」がビームの集光誤差を表す意味のある数値である。

6本の垂線の長さは、1  $\mu\text{m}$ から40  $\mu\text{m}$ であり、平均値は18  $\mu\text{m}$ と、極めて優秀な集光性を示しており、X線のアイソセンター照準精度のうち、Tilt軸照準精度が極めて高いことが判明した。

7. 2. 1項にも示した通り、Pan軸及びTilt軸の両軸の駆動サーボは、システム・アイソセンターにおいて、約5  $\mu\text{m}$ の分解能と精度を持っており、アイソセンター近傍の任意の空間に対して、絶対座標で $\pm 0.1$  mmの集光精度を持つことが推定され、動体追尾照射に対して十分な機械的精度を保有しているもの考えられる。

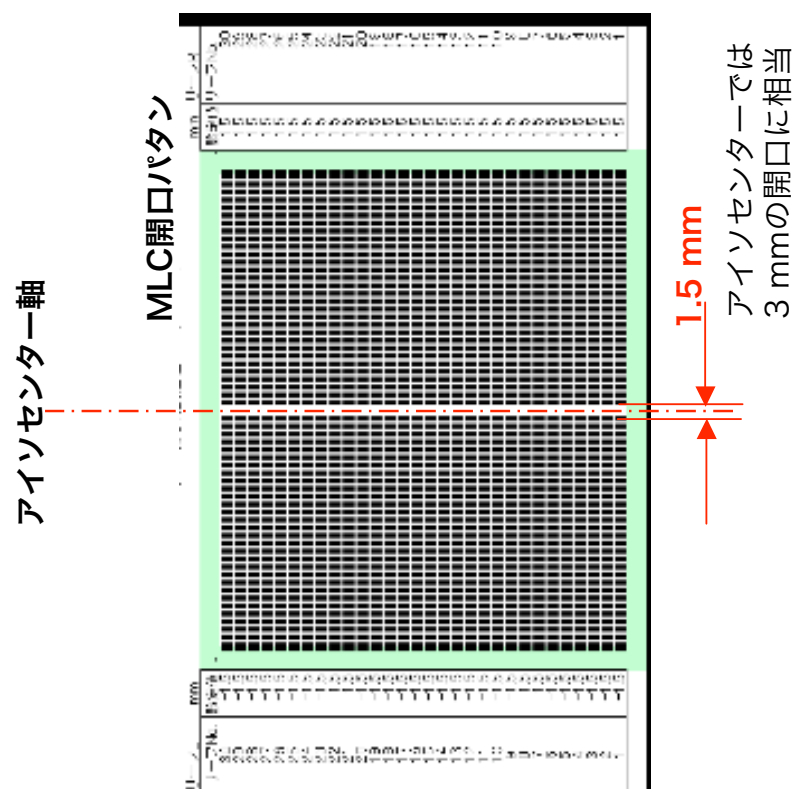
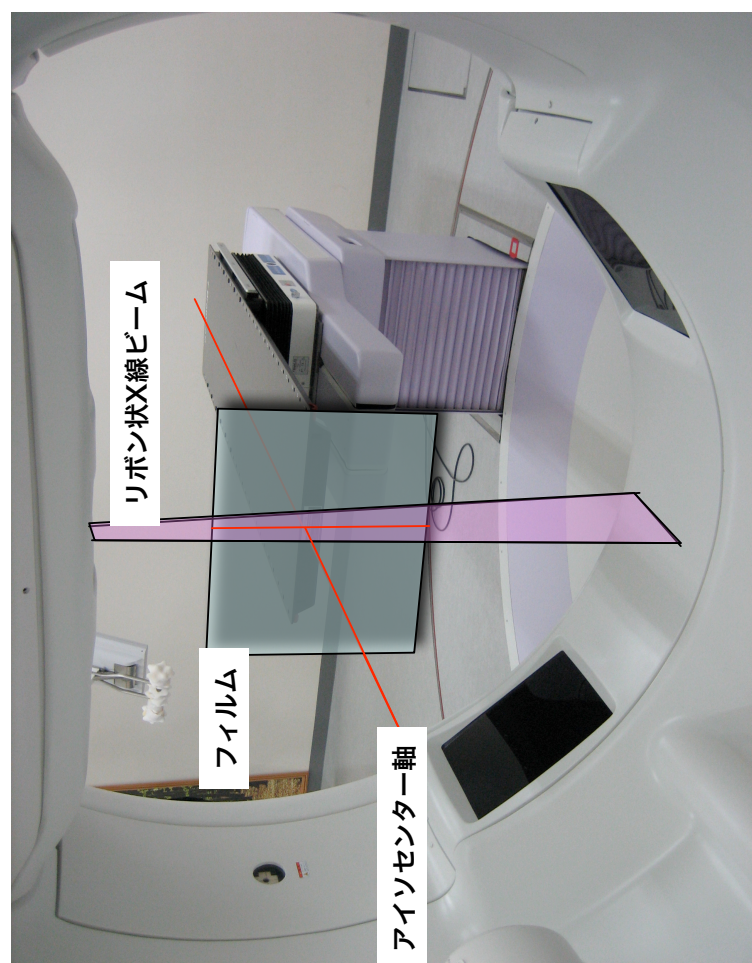


図 7. 3 Star Shot法 試験説明図

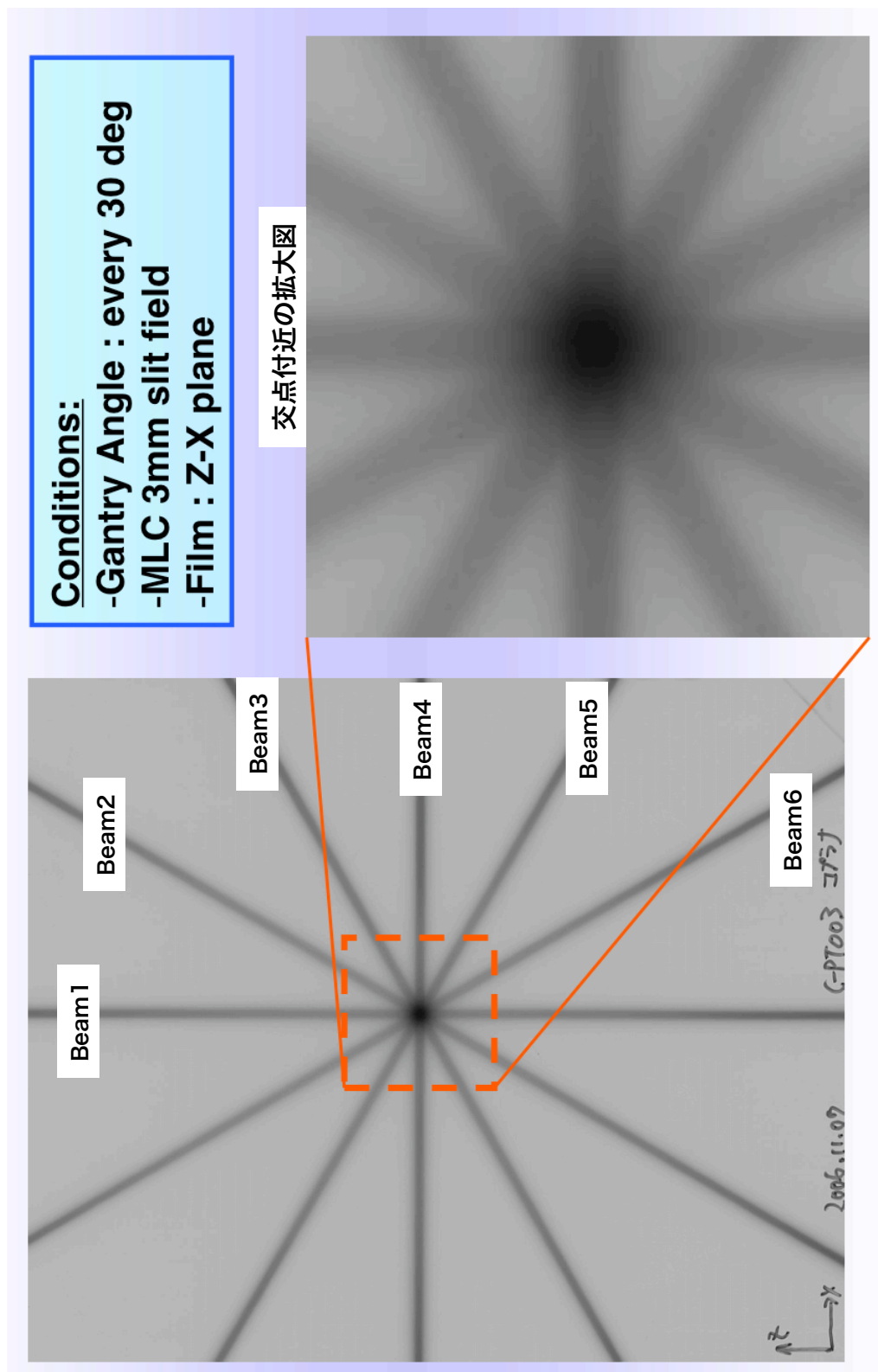


図 7. 4 露光後フィルムの現像結果

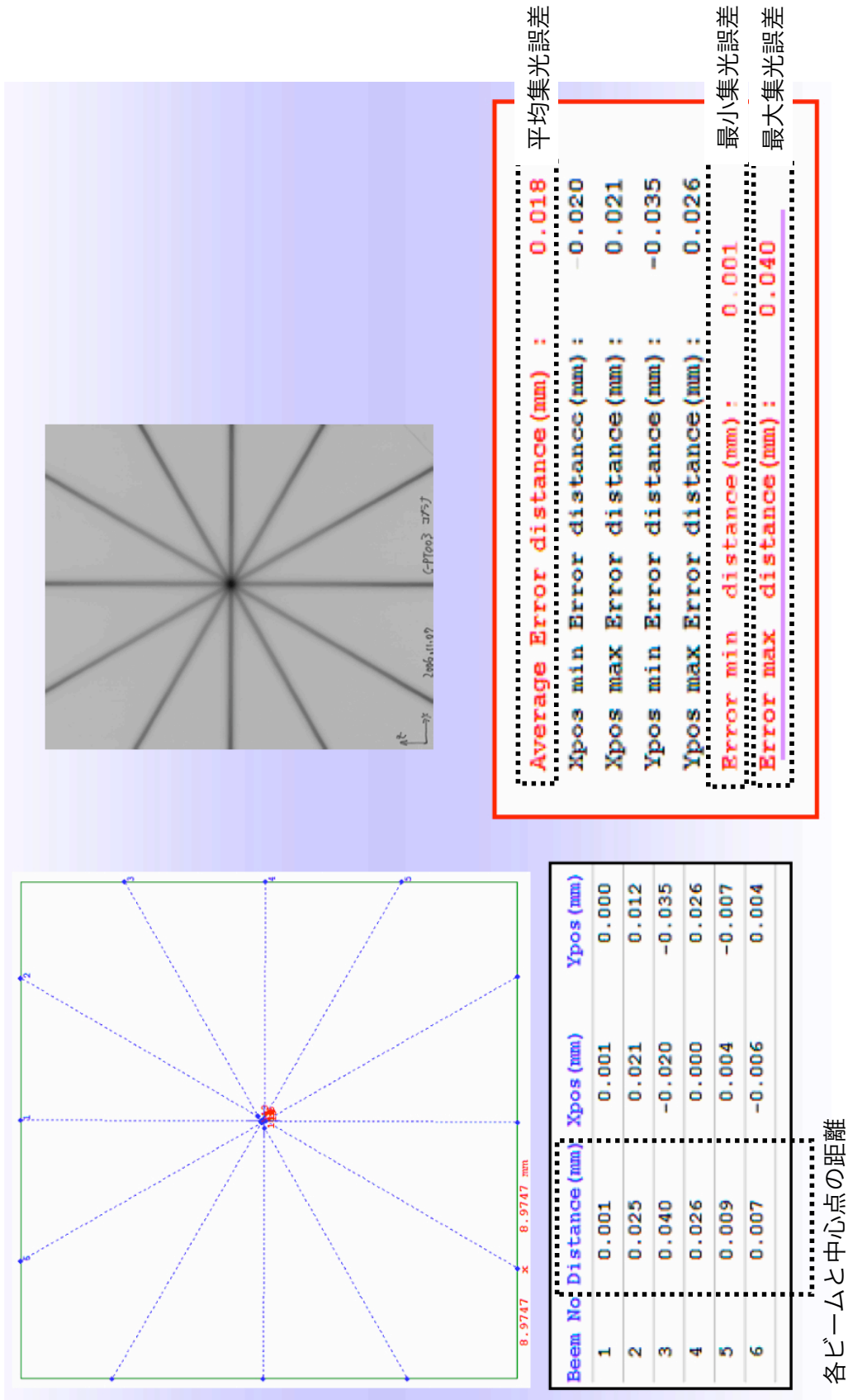


図 7. 5 Star Shot法 露光フィルムの処理結果

### 7. 2. 3 X線のアイソセンター照準精度評価(EPID法)

本装置にはEPIDが装備されており、これを利用した照準精度評価法を考案し、EPID法と名付けた。図7. 6に本評価試験の概要図を示す。EPIDは、アイソセンターを挟んでX線ヘッドに正対する位置に装備され、アイソセンターからの距離は1 mである。X線ターゲットからアイソセンターまでの距離も1 mであり、アイソセンターでの照準誤差は、EPID位置で2倍の距離誤差として計測される。EPIDの1画素は約0.4 mmであるため、この方法によるアイソセンター照準誤差の評価分解能は0.2 mmとなる。

MLCは、アイソセンターを中心として3 cm x 3 cmの正方形の開口とした。アイソセンターには、直径3/8インチ(9.53 mm)の鉄製の基準球を設置した。7. 2. 1と同様に、基準球の中心はアイソセンターと $\pm 5 \mu\text{m}$ の精度で一致するようにした。

治療X線を照射した時のEPID画像を図7. 6右下に示す。MLC開口に相当する輝度の高い正方形領域の中に、基準球及びその支持部が黒い影としてEPID画像に明瞭に視認される。上記の正方形領域の対角線の交点をX線の軸中心とし、基準球の影の中心をアイソセンターとして、この2点の誤差をPan軸及びTilt軸方向で評価した。

本評価法は、7. 2. 2項のStar Shot法と比較して、フィルムの準備や現像等の手間がかからず、EPID画像のみで実施できるとともに、Pan軸及びTilt軸の両軸の照準精度の評価が行える利点がある。一方、誤差評価の分解能が、EPID画素サイズに制約されるとともに、比較的大きなMLC開口を用い、X線軸の中心をEPID画像から求めるためにMLC開口の対角線交点を用いる必要があり、計測誤差が含まれ易い欠点がある。

また、7. 2. 2項にも示した通り、本方法は、治療X線を実際に照射するとともに、MLCによりビーム成形を行っているため、本装置のX線照射系の総合的なアイソセンター照準精度の絶対評価と考えられる。更に、MLC形状が、3 cm $\square$ であり、7. 2. 2項のリボン状ビームよりも高精度放射線治療の実際の臨床状態に近い<sup>4)</sup>ため、より実際的な総合照準精度の評価であると言える。本方法による評価結果を図7. 7に示す<sup>4)</sup>。O-Ringは1周360°を30°刻みで回転させて誤差評価を実施した。評価結果は、上記の通りEPIDの画素分解能で量子化されているが、Pan軸の最大誤差は評価分解能である200  $\mu\text{m}$ に一致しており、平均誤差は17  $\mu\text{m}$ である。Tilt軸の最大誤差も、評価分解能である200  $\mu\text{m}$ に一致しており、平均誤差は67  $\mu\text{m}$ であり、測定の分解能や信頼度の範囲で、目標性能である「最大 $\pm 0.1 \text{ mm}$ 以下の誤差」を満足しているものと考えられる。

更に、7. 2. 2項にも述べた通り、Pan軸及びTilt軸の両軸の駆動サーボは、システム・アイソセンターにおいて、約5  $\mu\text{m}$ の分解能と精度を持っており、アイソセンター近傍の任意の空間に対して、絶対座標で $\pm 0.1 \text{ mm}$ の照準精度を持つことが推定され、動体追尾照射に対して十分なX線照準精度を保有しているものと考えられる。



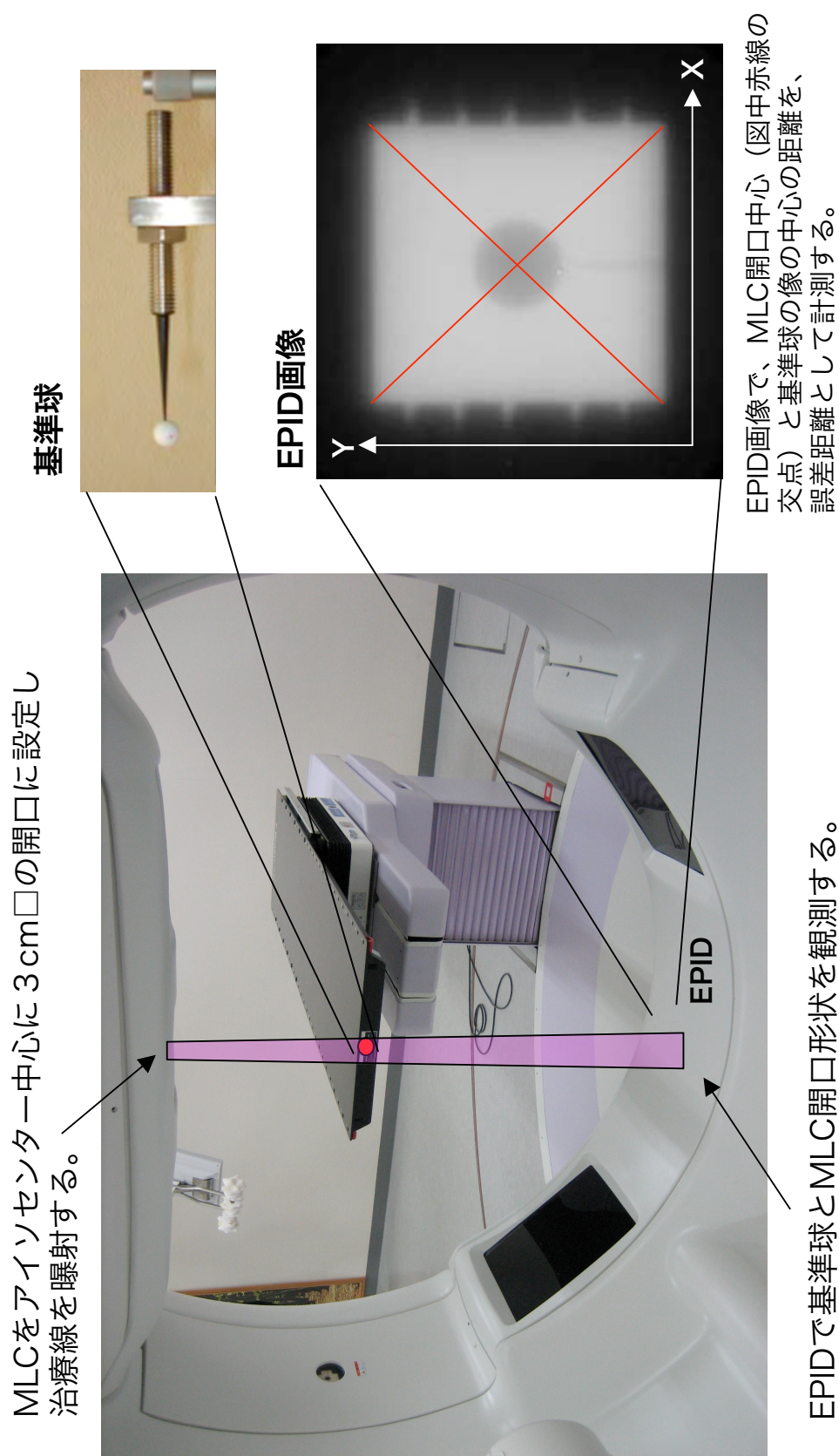


図7. 6 EPIDを用いた照準精度評価試験の説明図

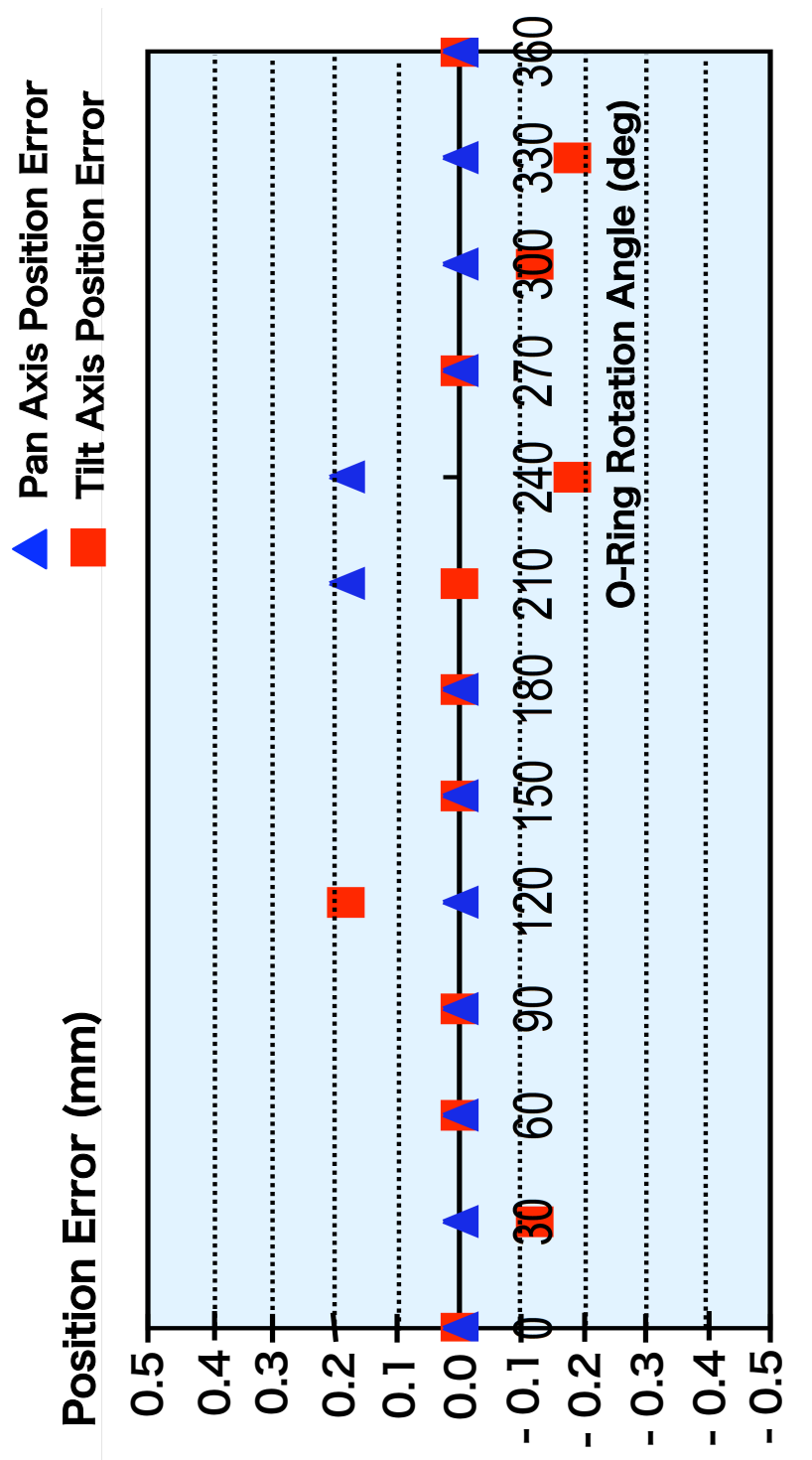


図 7. 7 EPIDを用いた照準精度評価試験の結果



## 7. 3 照射野に関する性能

### 7. 3. 1 ジンバル軸駆動時の照射野平坦度

7. 1 節では、ジンバル軸の回転角度がPan軸及びTilt軸ともにほぼゼロで、X線軸がアイソセンターを通過する状態での照射野の平坦性を評価しているが、動体追尾照射を実施する際には、ジンバル軸の回転角度をほぼ最大振幅の $\pm 2.5^\circ$ まで振った時の照射野平坦性を評価する必要がある。

測定は、7. 1 節のJIS Z 4714 8.1.1項の測定（表7.3参照）と同様に、水深30 cmの基準校正水槽及び基準線量計を用いて、基準線量計の位置の原点をアイソセンターとし、校正水槽の水面をアイソセンターより10 cm上になるように基準校正水槽を設置して、アイソセンターを含む水平面で基準線量計をX軸、Y軸及び対角線上で走査して線量分布を求めて行った。本方法は、ジンバル角度がゼロ以外では、ビーム軸が水面に対して斜入射する状態となり、装置が形成する照射野が完全に平坦であっても、特にMLC開口が大きい場合にはより顕著に、照射野が傾斜して観測される問題がある。

図7.8にその一例を示す。図中、Pan=1.0°、Tilt=1.0°の例も示したが、平坦性の評価は、ジンバル回転角度が各軸で最大となる（Pan=0°、Tilt=-2.5°）、（Pan=2.5°、Tilt=0°）、（Pan=2.5°、Tilt=-2.5°）の3例について、MLC開口を50 mm、100 mm、150 mmの3種類として実施した。表7.4、表7.5、表7.6にそれぞれ、MLC開口が50 mm、100 mm、150 mmでの評価結果を示す。

表 7. 4 ジンバル駆動時の照射野平坦度評価結果  
(MLC開口=50 mm)

ジンバル 角度(deg)	分布方向	照射野幅 (mm)	照射野中心の 偏心量(mm)	吸収線量の 最大比(%)
Pan=0 Tilt=-2.5	X	50.518	-0.355	102.2
	Y	50.167	-0.767	101.8
	45°	65.914	-0.775	102.0
	135°	65.876	0.402	101.8
Pan=2.5 Tilt=0	X	50.342	-0.123	102.6
	Y	50.244	-0.581	102.0
	45°	65.829	-0.593	102.4
	135°	65.976	0.500	101.8
Pan=2.5 Tilt=-2.5	X	50.566	-0.131	102.2
	Y	50.168	-0.892	101.8
	45°	65.790	-0.735	101.8
	135°	65.891	0.585	102.2

表 7. 5 ジンバル駆動時の照射野平坦度評価結果  
(MLC開口=100 mm)

ジンバル 角度(deg)	分布方向	照射野幅 (mm)	照射野中心の 偏心量(mm)	吸収線量の 最大比(%)
Pan=0 Tilt=-2.5	X	100.509	-0.137	104.8
	Y	100.178	-0.691	104.4
	45°	136.406	-0.625	105.4
	135°	136.539	0.382	106.2
Pan=2.5 Tilt=0	X	100.632	-0.091	105.4
	Y	100.325	-0.617	104.2
	45°	136.399	-0.423	106.0
	135°	136.584	0.546	105.8
Pan=2.5 Tilt=-2.5	X	100.680	-0.012	105.4
	Y	100.280	-0.660	104.6
	45°	136.493	-0.465	105.6
	135°	136.981	0.483	106.2

表 7. 6 ジンバル駆動時の照射野平坦度評価結果  
(MLC開口=150 mm)

ジンバル 角度(deg)	分布方向	照射野幅 (mm)	照射野中心の 偏心量(mm)	吸収線量の 最大比(%)
Pan=0 Tilt=-2.5	X	151.039	-0.165	105.0
	Y	150.302	-1.119	104.2
	45°	207.286	-1.143	103.4
	135°	207.286	1.054	104.0
Pan=2.5 Tilt=0	X	151.408	-0.091	105.4
	Y	149.797	-0.617	104.2
	45°	207.231	-0.423	106.0
	135°	207.226	0.546	105.8
Pan=2.5 Tilt=-2.5	X	151.523	-0.012	105.4
	Y	150.325	-0.660	104.6
	45°	207.364	-0.465	105.6
	135°	208.001	0.483	106.2

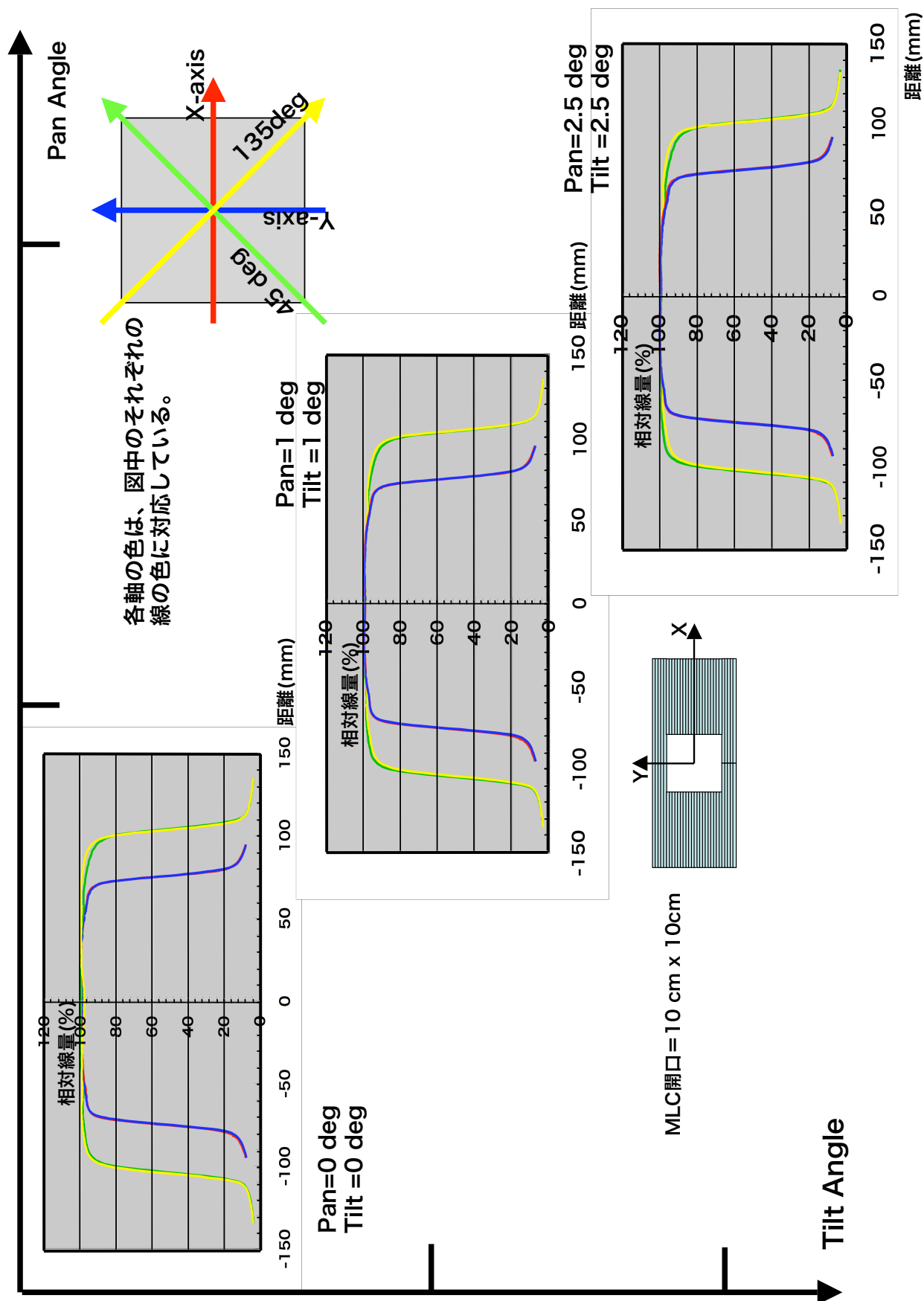


図 7. 8 ジンバル軸駆動時の照射野平坦度評価の一例

表7.4～表7.6中で、それぞれの最大値の部分の色マーキングで表示した。照射野中心の偏心量は、X線ヘッドの機械軸と実際の照射野中心軸のずれのことであり、また、吸収線量の最大比は、分布中の最大線量を最小線量で除した値を％表示したものである。MLC開口が50 mmの時には、照射野中心の偏心量は最大でも0.775 mmであり、また吸収線量の最大比も102.6 %とJIS Z 4714 8.1.1項の推奨値（106 %以下）と比較しても十分小さな値にとどまり、ジンバル軸の回転の影響は殆ど無い。一方、MLC開口が100 mmでは、照射野中心の偏心量については0.7 mm以下の小さな値であるが、吸収線量の最大比は106.2 %まで増加して、照射野の平坦性が影響を受け始めている。MLC開口が150 mmの最大開口の場合、照射野中心の偏心量も1.0 mmを越える値となり、前述の通りビーム斜入射の影響を受けているものと推定される。但し、偏心量も1 mm程度であり、また、吸収線量の最大比についても、JIS Z 4714の推奨値を僅かに上回る程度であるため、動体追尾照射は問題無く実施可能と思われる。

### 7. 3. 2 MLCリーフ漏洩線量評価

従来型の医療用電子リニアックでは、MLCは3次コリメータであり、前段の2次コリメータである、X、Yジョーで矩形に絞られた照射野内で更に治療X線ビームを絞り込んで照射野を形成する。このため、X、Yジョーで絞られた照射野内では、MLCリーフの線量漏洩が問題となる。特に隣接するリーフ間は、機械的に小さな隙間が設けられていて、図7.9に示すようなタング・アンド・グループ形状により治療X線が直接漏洩してしまうことが無いように工夫はされているが、等価的なリーフ厚が減って、大きな漏洩線量が観測される。

本装置では、2次コリメータは無いが、同様のタング・アンド・グループ構造を採用し、MLCのリーフ厚を従来型と比較して倍以上の110 mmとしており、MLC全体として低い漏洩線量を狙っている。この評価結果を図7.10に示す。

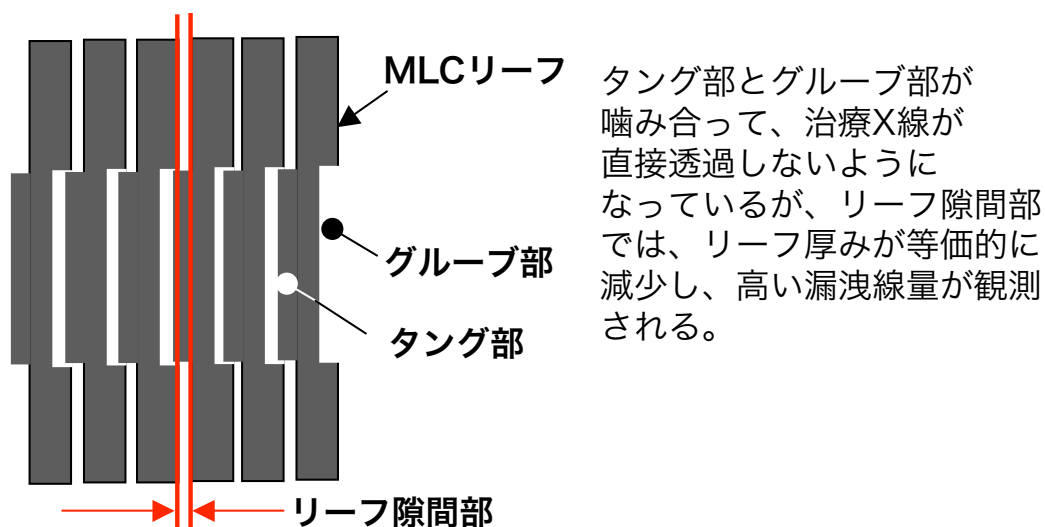
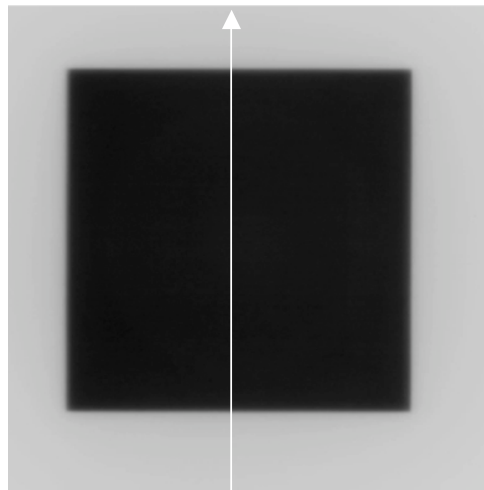


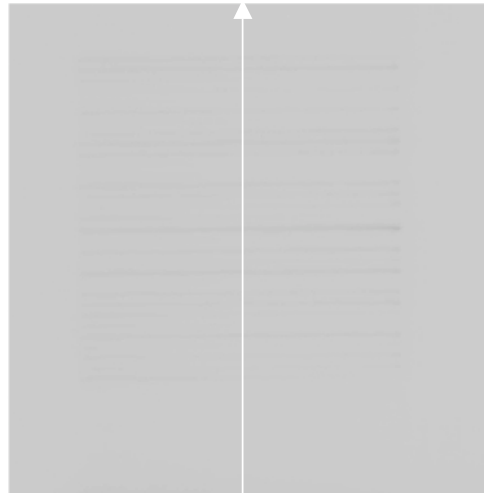
図 7. 9 MLCのタング・アンド・グループの説明図

MLC全開でX線フィルムを  
50秒間曝写した結果



デンシトメータに  
よる濃度走査

MLC全開でX線フィルムを  
600秒間曝写した結果



デンシトメータに  
よる濃度走査

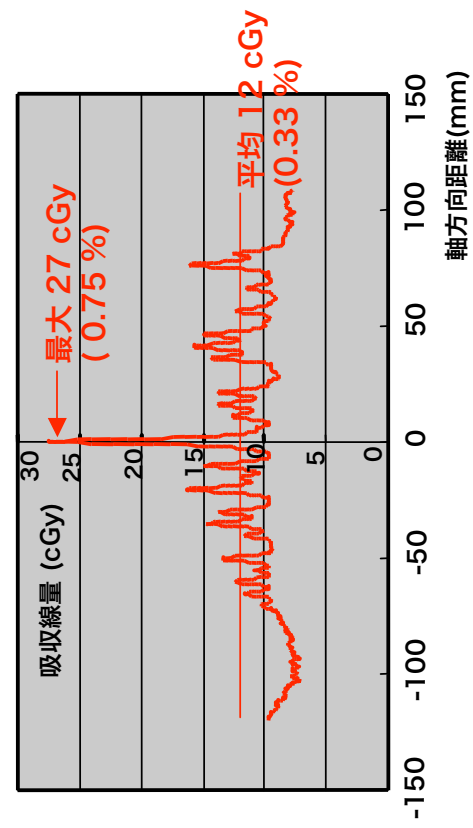
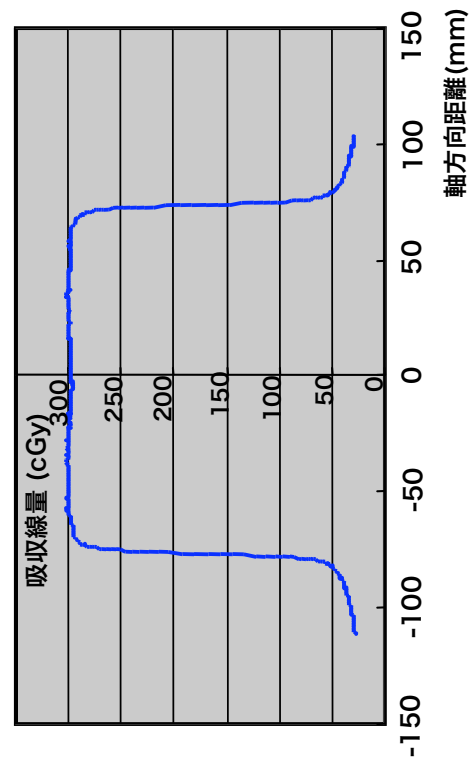


図 7. 10 MLCからの漏洩線量の評価

吸収線量の測定には、水深10 cmに相当するアクリル・ファントムにX線フィルムを取付けたものを使用した。まず、MLCを全開として360 cGy/minの線量率で50秒間照射(300 cGy)したものを基準サンプルとして取得して、これをデンシトメータで測定した。次に、MLCを全閉として600秒照射して、これを同じデンシトメータで測定した。タング・アンド・グループに対応した筋状の漏洩とともに、X線軸上で最大の漏洩線量が観測され、27 cGyであった。基準サンプルのフィルムとの濃度比及び照射時間の比から、これは0.75 %の漏洩率に当たる。また、概略の平均値は約12 cGyであり、これは0.33 %の漏洩率に当たり、4. 1. 5 項の要求（平均値で0.5 %以下）を満足している。

IMRTは、Step & Shoot IMRTでも、Dynamic IMRTでも、MLCでX線ビームを絞り込んで照射するため、CRT等の従来の照射法と比較してビーム・オン時間が長く、患者の不要被曝及びこれに伴う晩発性障害が問題となっているため、漏洩線量の低減は臨床上大きな利益がある。

## 7. 4 IMRT性能

### 7. 4. 1 ブロック・パターンの評価

IMRTでは、MLCリーフの位置精度とともに、それぞれのリーフが高い直線性を保ち、また滑らかで一様に動作する必要がある。これらの動作を総合的に確認する方法として、各リーフをリーフ幅と同じ5 mmずつ動かして、1 枚のX線フィルムに次々と曝写を繰り返して格子状のパターンを作成し、各格子の目の均一性を確認する方法があり、これを、ブロック・パターン評価法と呼んでいる。

X線フィルムは、Kodak社のXV2を用い、これを、ピーク深と概略同じ厚みの15 mm厚のアクリル板に挟んで、フィルムがアイソセンター位置にくるように設定した。

X線フィルムとしてXV2を使用しているため、その感度に合わせて、図7.11（シーケンスA）及び図7.12（シーケンスB）の2種類のMLCリーフ・シーケンスで、それぞれのパターンで25 MUずつ計16回照射して実施した。

シーケンスAの結果を図7.13及びシーケンスBの結果を図7.14に示す。いずれのMLCシーケンスでも、格子目は均等に形成できている。隣接リーフの隙間には、7.3.2 項で示したタング・アンド・グループ効果によるリーフ間漏洩により、線量の高いすじ（フィルム上ではX軸方向の黒いすじ）ができるのが通常であるが、線量の低いすじになっている箇所があり、今後、リーフの機械的なガイド等の改善により、リーフ動作の機械的な直線性を更に改善する必要がある。

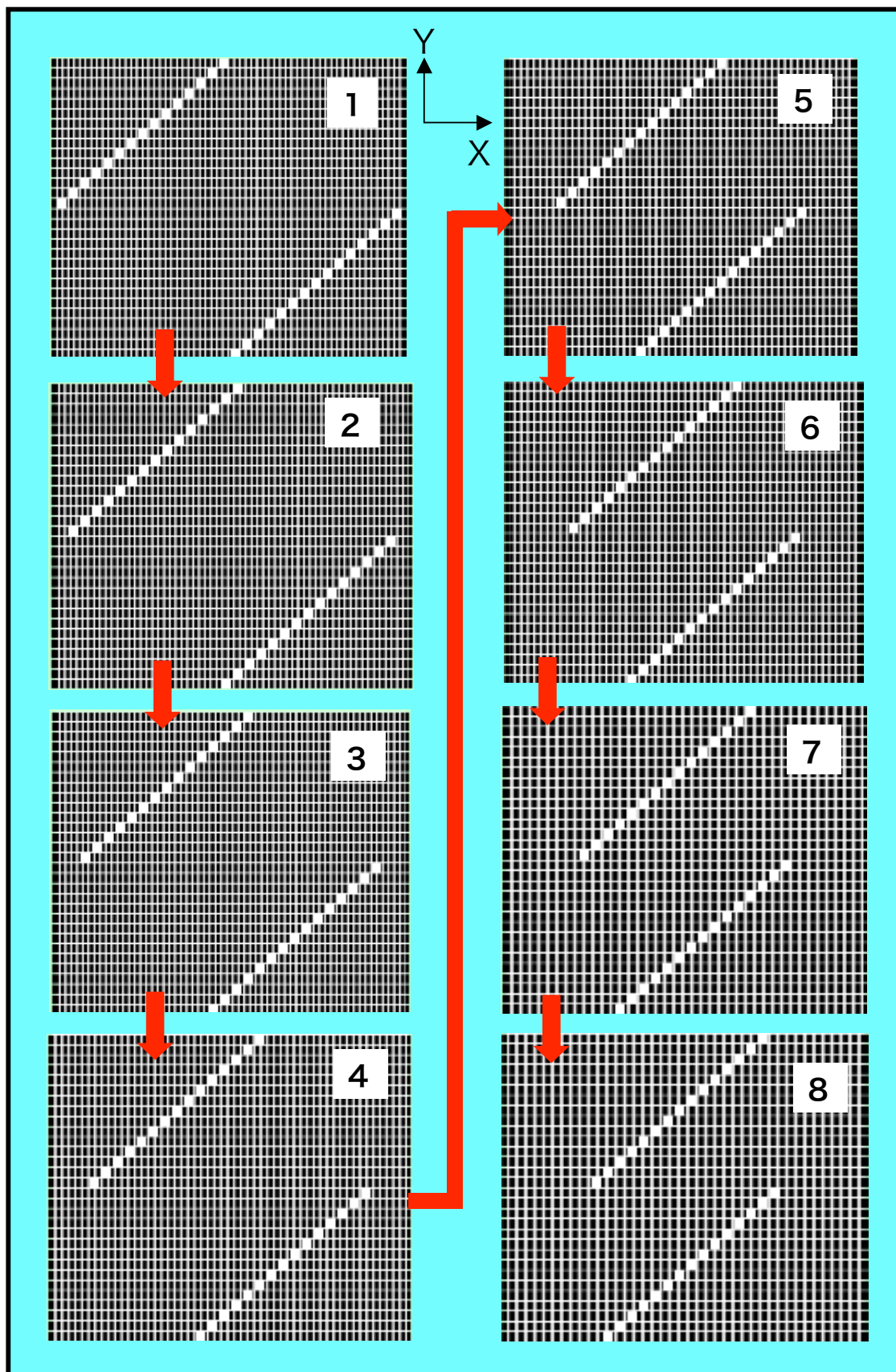


図7. 11 MLCリーフ・シーケンス A (1/2)



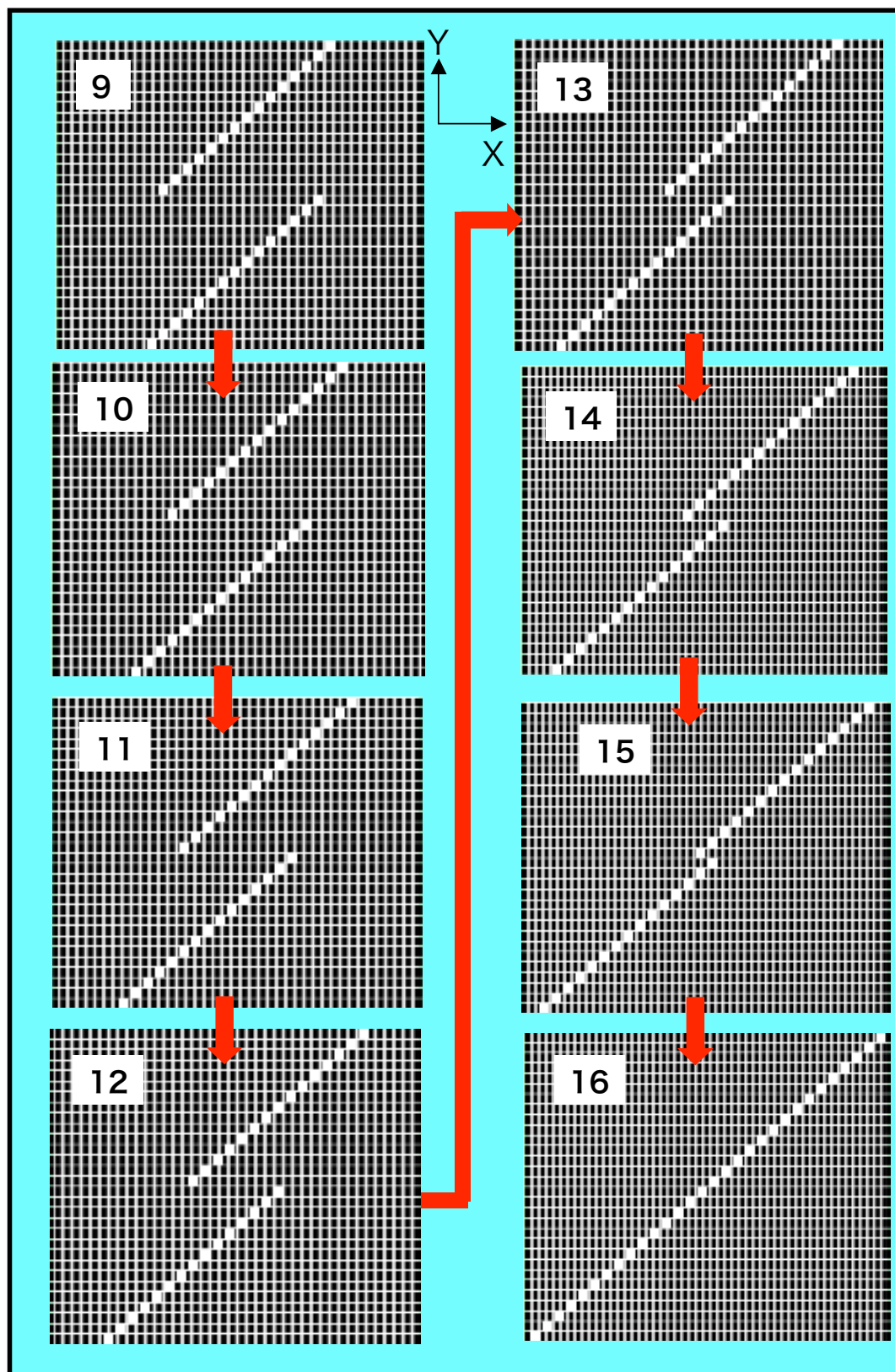


図7. 11 MLCリーフ・シーケンス A (2/2)

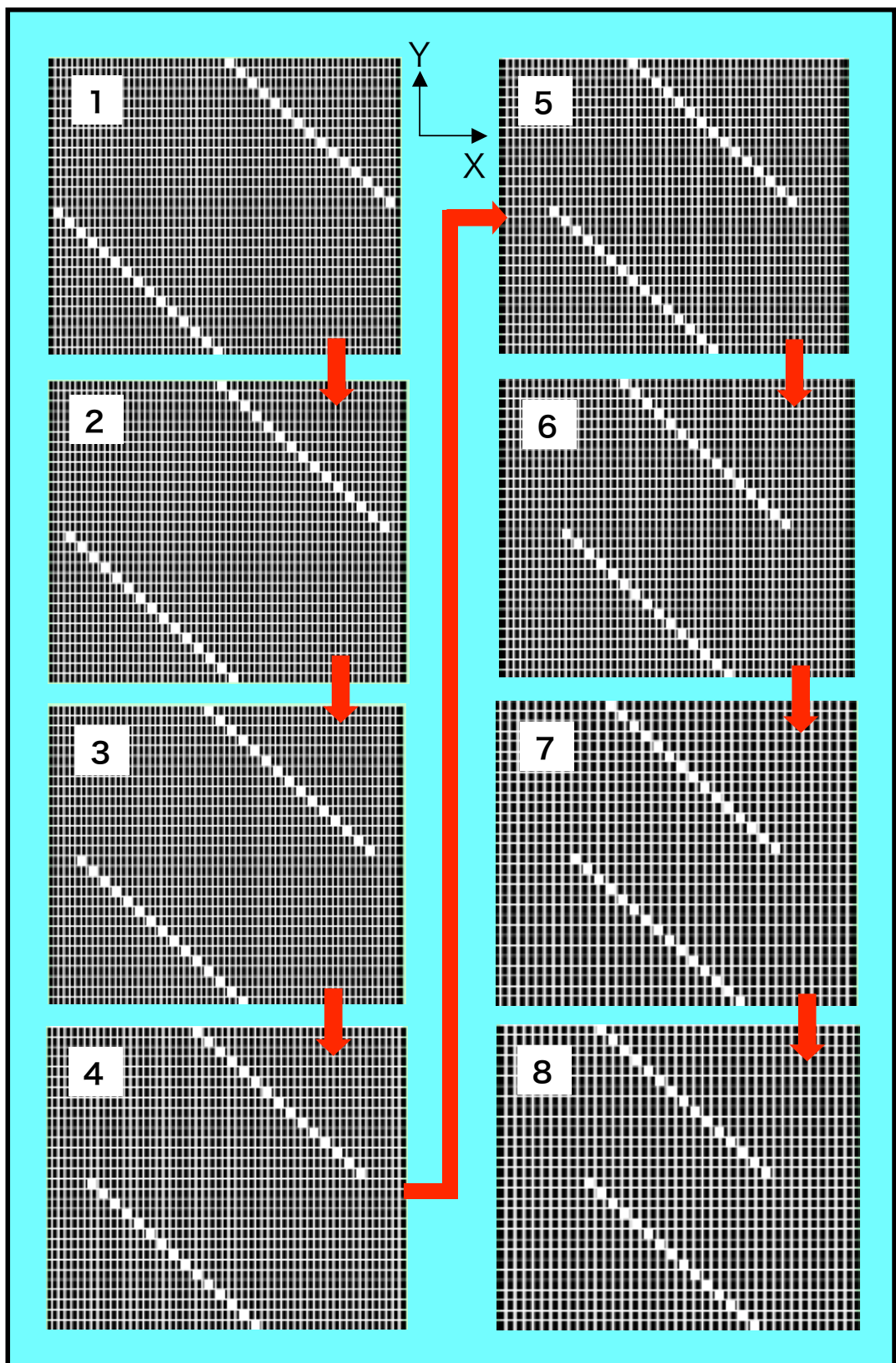


図7. 12 MLCリーフ・シーケンス B (1/2)

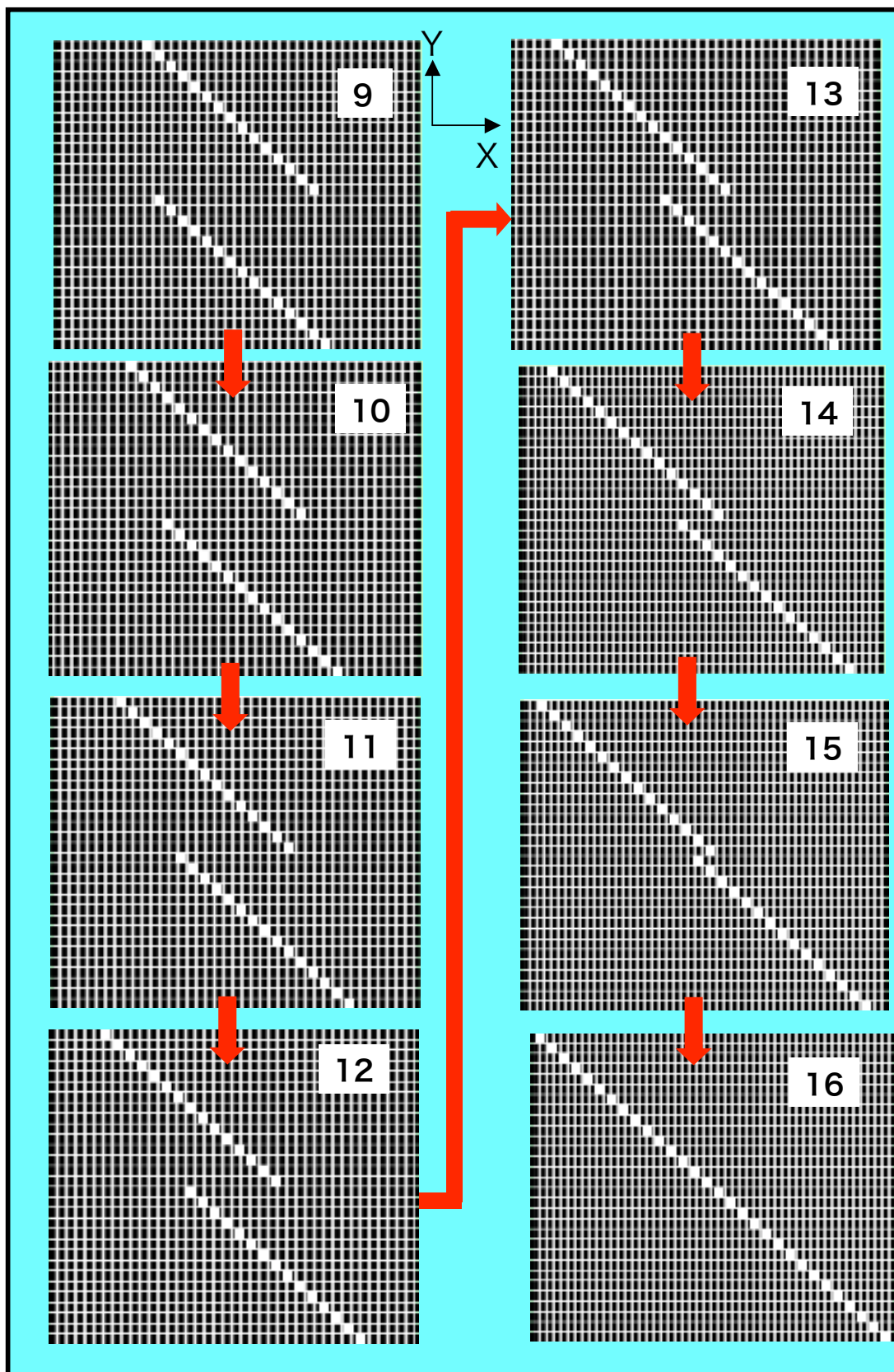
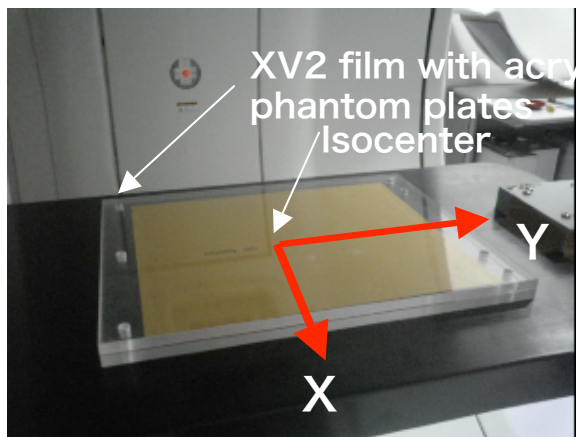


図7. 12 MLCリーフ・シーケンス B (2/2)



座標軸の定義

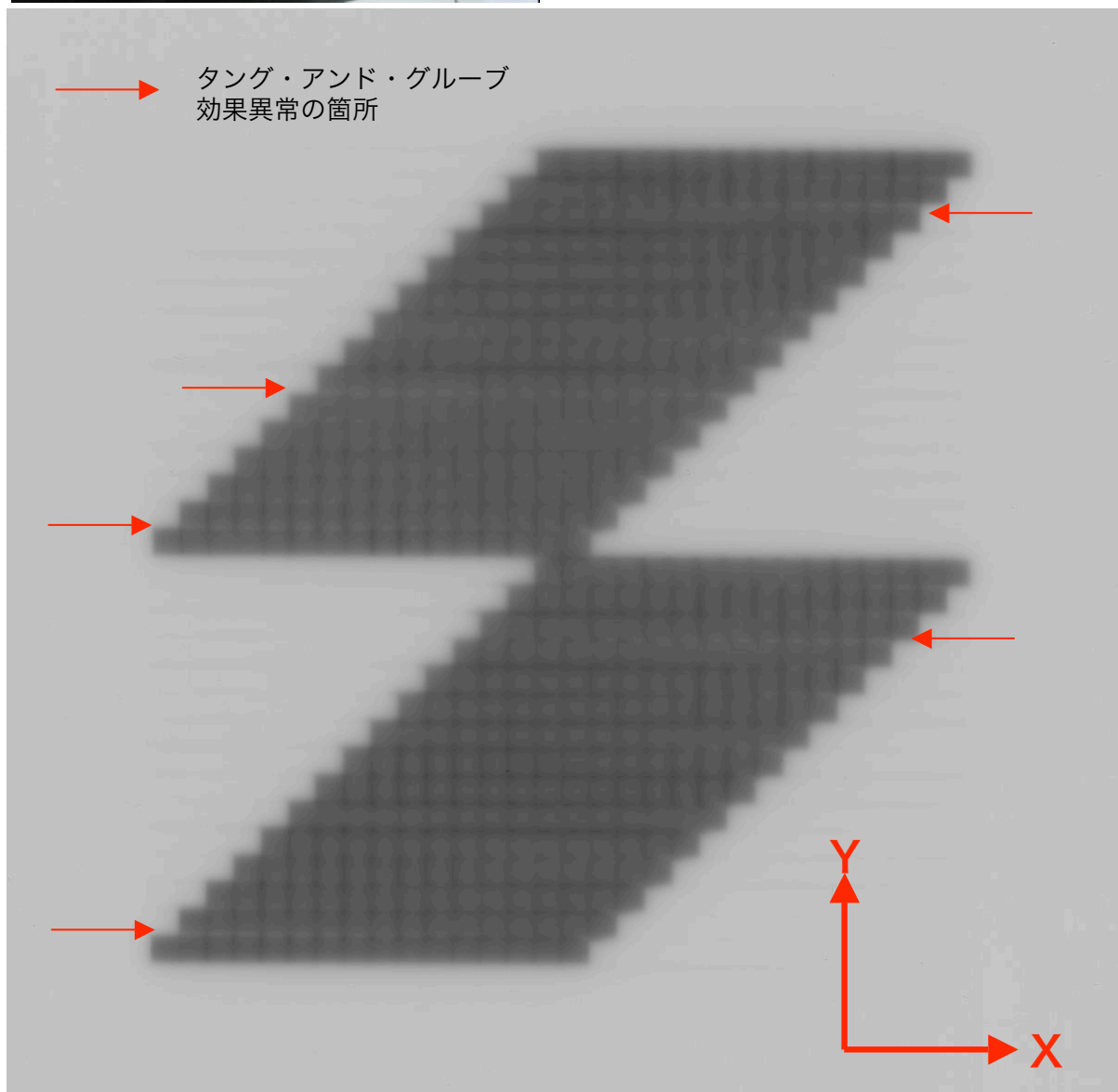
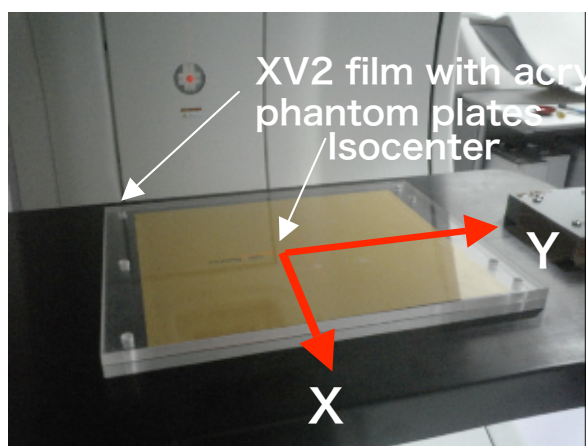


図7. 13 MLCリーフ・シーケンス A の曝写結果



座標軸の定義

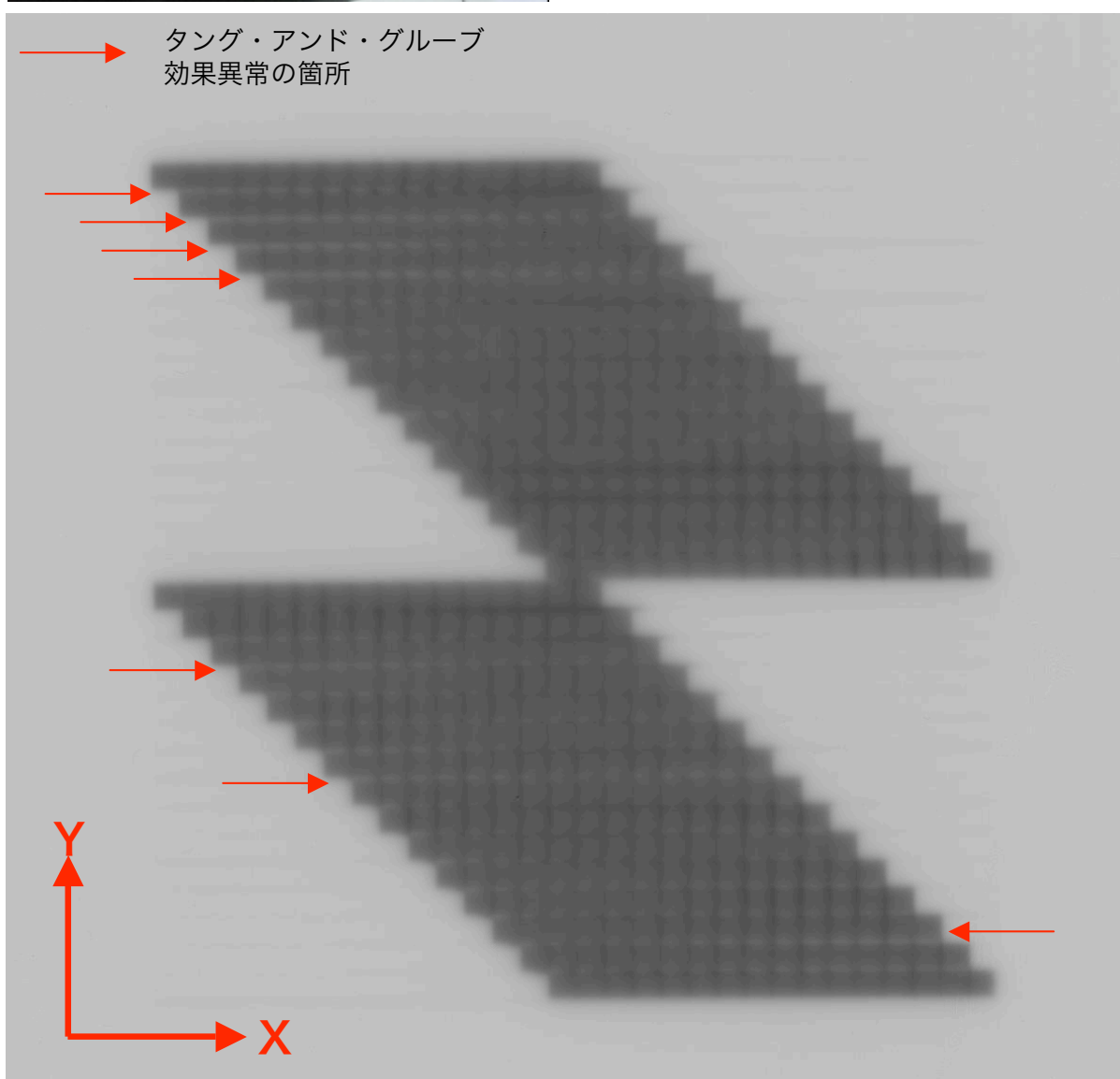


図7. 14 MLCリーフ・シーケンス B の曝写結果



## 7. 4. 2 小線量投与能力

4. 1. 3項に述べた通り、Step & Shoot IMRTを施行する場合、1門を更に20以上のセグメントに分割して、ビームをオフとしてMLC形状を変更し、ビームをオンとするシーケンスを繰り返すため、1回のビーム・オンで投与されるモニタ線量は3～5 MUに過ぎない。このため、3 MU以下に至る微小線量を精度良く投与するための、微小線量領域での線量校正係数の精度が必要となる。

基準校正水槽内で10 cm水深に基準線量計を設置し、基準線量計の位置がアイソセンターになるようにして1 MUから1000 MUの照射を行って、吸収線量を測定した。これを、設定線量(MU)と予め取得した線量校正係数から計算される10 cm水深での吸収線量と比較して、投与誤差を求めたのが図7.15である。線量率は、定格の500 cGy/minで照射した。

Dose Error from the Dose setting  
at 10 cm water depth

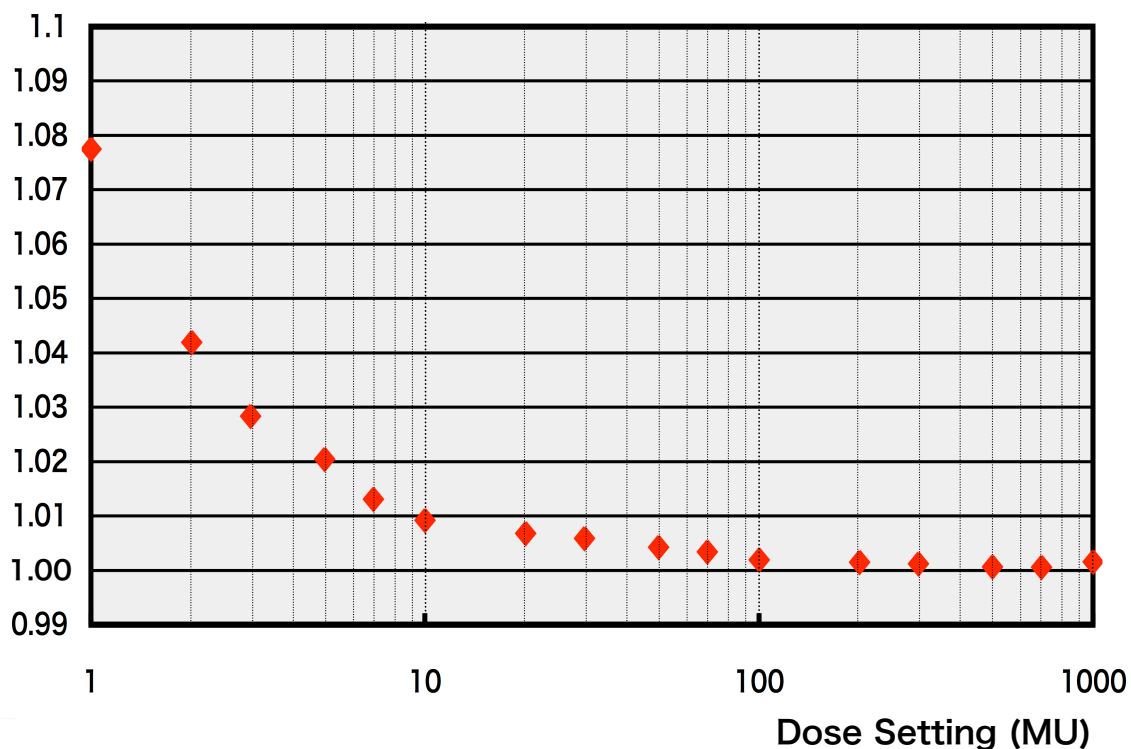


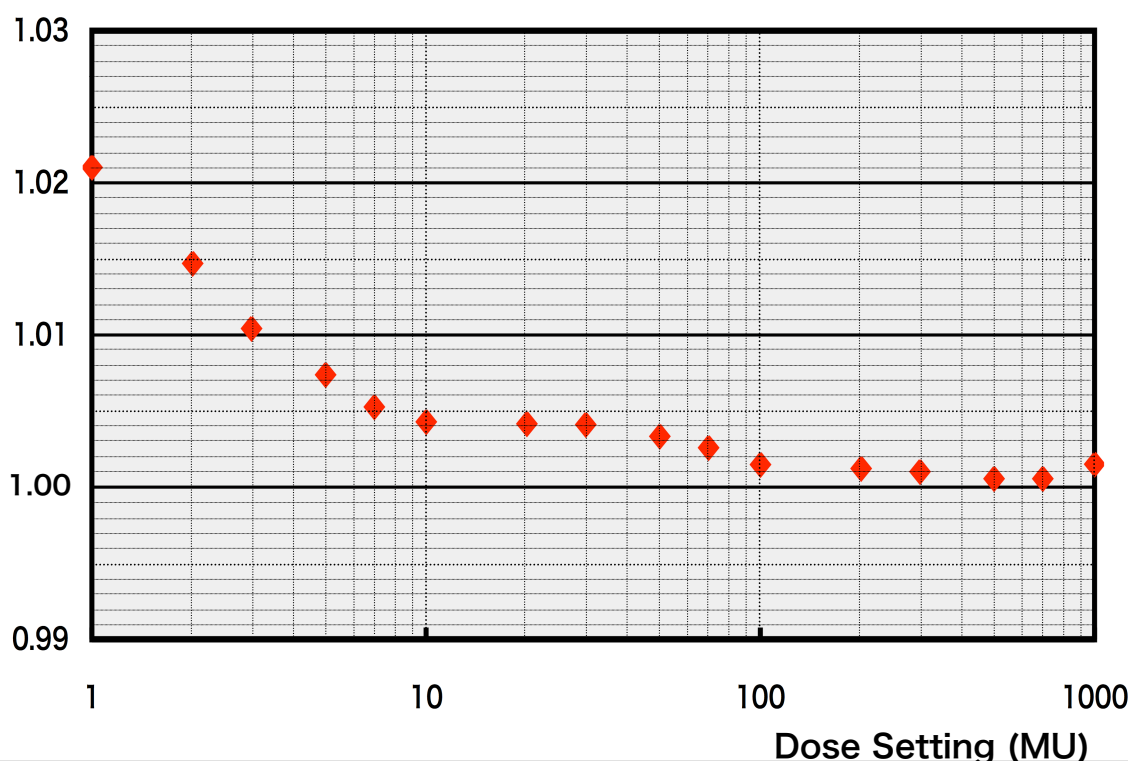
図7. 15 線量投与誤差（設定投与線量との比較）

1 MUの設定に対して、7.7 %、2 MUの設定に対して4.1 %、3 MUの設定に対して2.8 %、5 MUの設定に対して2.0 %の誤差が発生しており、4. 1. 3 項の設計目標値（3 MUで2 %以下、5 MUで1 %以下）を満足していない。これは、500 cGy/minの線量率で照射しているため、ビーム・オン時間は、1 MUの場合で僅か0.12 s、5 MUの照射でも0.6 sと僅かな時間となっており、加速器システムのオフ制御の遅れが含まれてしまい、透過型線量計の読み値も設定値を超過しているためである。

Step & Shoot IMRTの場合は、透過型線量計の読み値はセグメント毎にクリアするのではなく、1 門を通じて積分する。このため、各セグメント毎の投与線量が計画値通りでなくても、1 門の積算線量が計画値に合致しておれば、臨床上は問題無い。図7. 1 6は、上記を勘案して、透過型線量計のメイン線量計(Dose 1)の読み値との誤差を求めたものである。

この評価によれば、1 MU設定の場合に2.1 %、2 MU設定の場合に1.5 %、3 MU設定の場合に1%、5 MU設定の場合に0.7 %の投与誤差となって、設計目標値を満足していることが判る。

**Dose Error from the Dose 1 reading  
at 10 cm water depth**



**図7. 1 6 線量投与誤差（透過型線量計の読み値との比較）**



### 7. 4. 3 IMRT性能の総合評価

総合的なIMRT性能の評価として、人体の体幹部及び前立腺を模擬した前立腺ファントム（図7.17に示す）を用いて、実際の治療を模擬した以下のワーク・フローを実施した。

- (1) 前立腺ファントムの治療計画用X線CT画像の取得
- (2) 上記治療計画用X線CT画像に基づく治療計画の実施
- (3) 治療計画コンピュータから本装置への治療計画パラメータの転送
- (4) 前立腺ファントムのカウチへのセットアップ  
(イメージング・サブシステムによる自動セットアップ機能を使用)
- (5) 治療計画パラメータに基づく照射の実施

治療計画には本装置と統合された治療計画ソフトウェアである、Brain Lab社 iPLAN Dose Version 3.0.1を使用した。前立腺ファントムにはX線フィルムを装着して吸収線量分布を計測するとともに、アイソセンターに基準線量計を挿入して吸収線量の絶対値の精密な測定を行い、治療計画との比較により評価した。

上記のワーク・フローは、実際の患者に対して実施する治療と全く同一であるため、電子加速器システムのIMRT性能だけではなく、本装置の、統合されたシステムの全体としてのIMRT治療精度の評価となっている。なお、ワーク・フローの細部及び評価結果の判定については、JASTROのIMRT性能評価のガイドライン<sup>5)</sup>に従った。

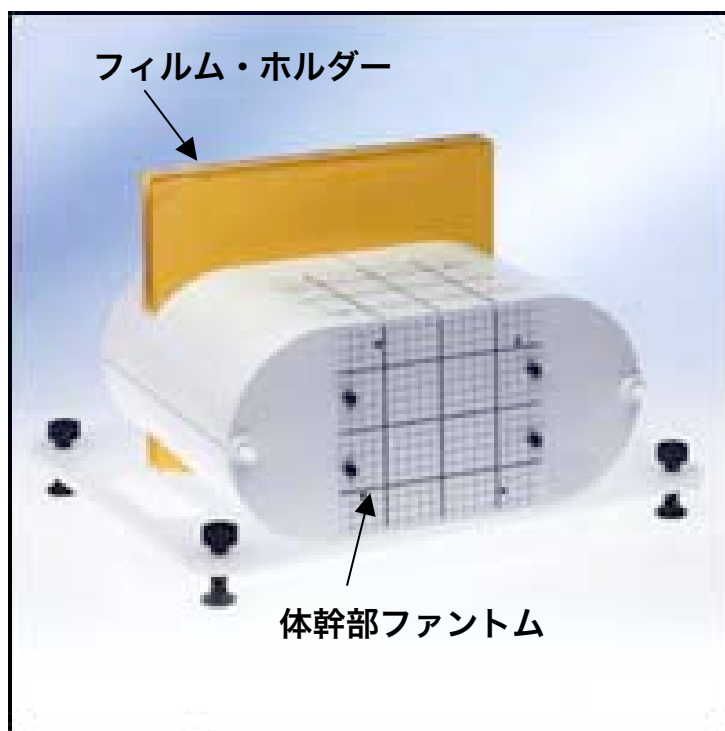


図7. 17 前立腺ファントムの外観写真

治療計画は、7門(7 port)として、各門を更に約20セグメントに分割したStep & Shoot IMRTとして立案した。治療計画結果の詳細を表7.7に示す。

治療計画の線量分布図を図7.18に示す。また、図7.19～図7.25にビームNo.1からビームNo.7までのそれぞれの線量分布計画図を示す。

**表 7. 7                      治療計画結果**

線量 ビーム	吸収線量 (cGy)*1	制御線量 (MU)*2	セグメント数	Port Angle (deg)	備 考
全ビーム合計	226.0	—	—	—	*1:アイソ センター での計画 吸収線量  *2:透過型 線量計 による 制御値
ビームNo.1	26.60	96.0	20	0	
ビームNo.2	47.30	81.0	20	51	
ビームNo.3	46.0	84.0	20	102	
ビームNo.4	29.00	92.0	21	153	
ビームNo.5	42.20	78.0	21	204	
ビームNo.6	45.00	83.0	21	255	
ビームNo.7	43.90	68.0	21	306	

図7.18～図7.25では、治療計画X線CT画像の上に線量分布計画値の等高線が重ね書きされている。また、治療計画X線CT画像で、中央部にある黒い部分は、前立腺ファントムの基準線量計挿入部分である。なお、いずれの図についても、右側の図は、入射ビームの深度方向分布計画値の確認を容易にするため、図中、真上からビームが入射したように表示させている。

図7.25には、治療計画と照射結果の等高線の差を示している。等高線の刻みは最大吸収線量の10 %である。

また、図7.26～図7.30には、それぞれ、90 %等高線～60 %等高線の、治療計画と照射結果の、等吸収線量線の形状の誤差を示す。前述のJASTROのIMRT性能評価のガイドラインである $\pm 1$  mmに対して、0.2 mm～0.5 mm程度の誤差であり、ガイドラインを大幅に上回る精密なIMRT線量分布が実現できていることが判る。

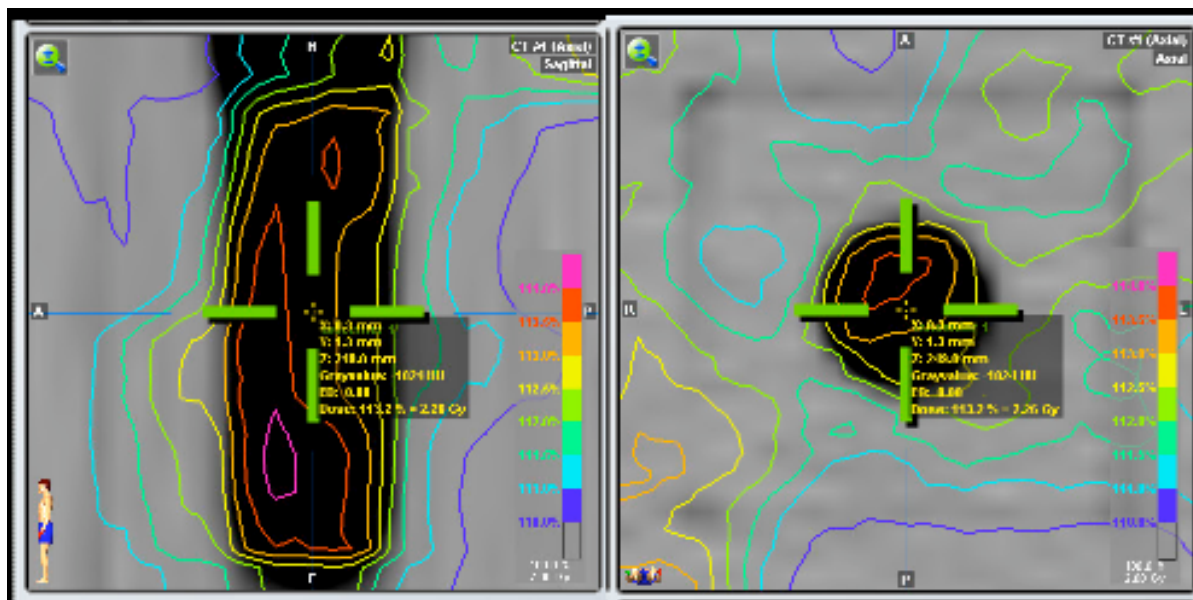


図7. 18 IMRT治療計画 全ビームの線量分布

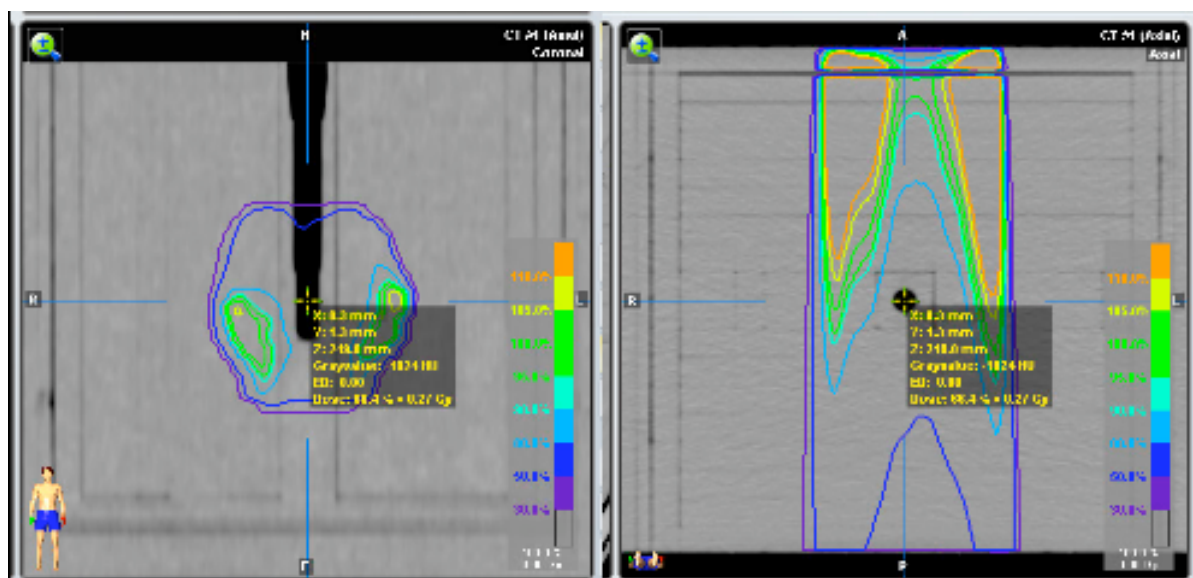


図7. 19 IMRT治療計画 ビームNo.1の線量分布

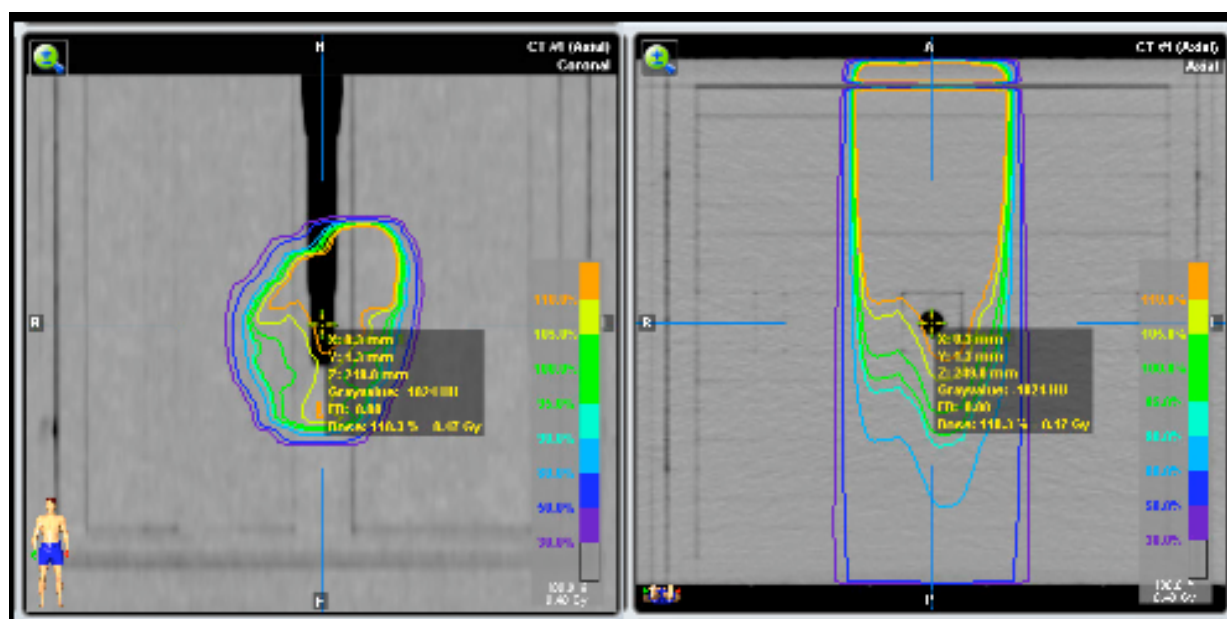


図7. 20 IMRT治療計画 ビームNo.2の線量分布

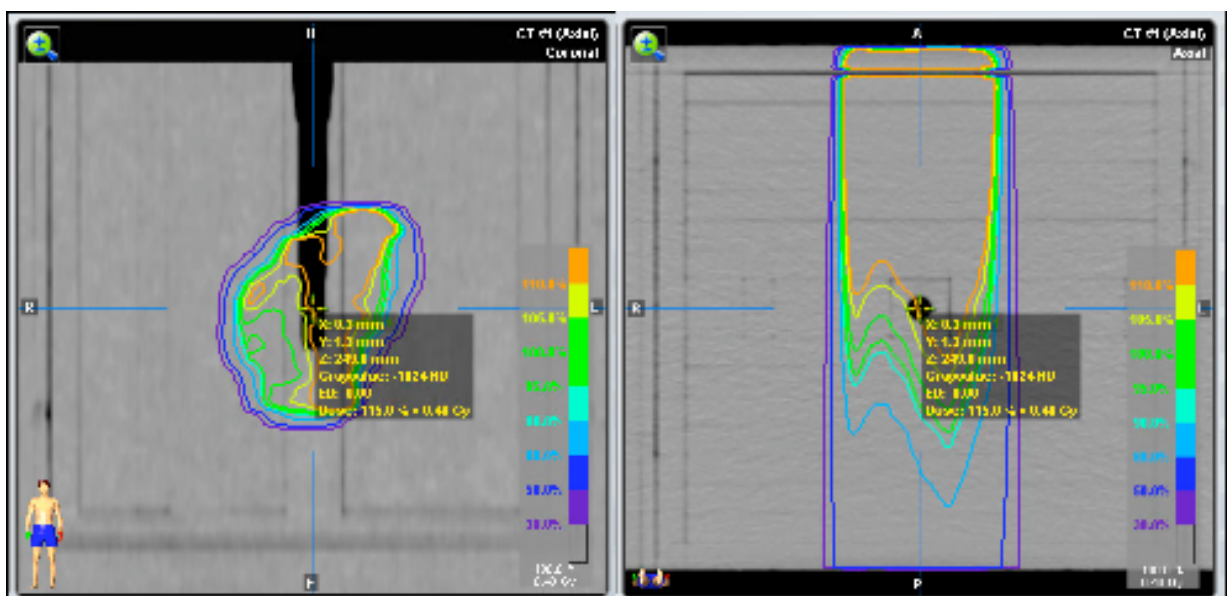


図7. 21 IMRT治療計画 ビームNo.3の線量分布

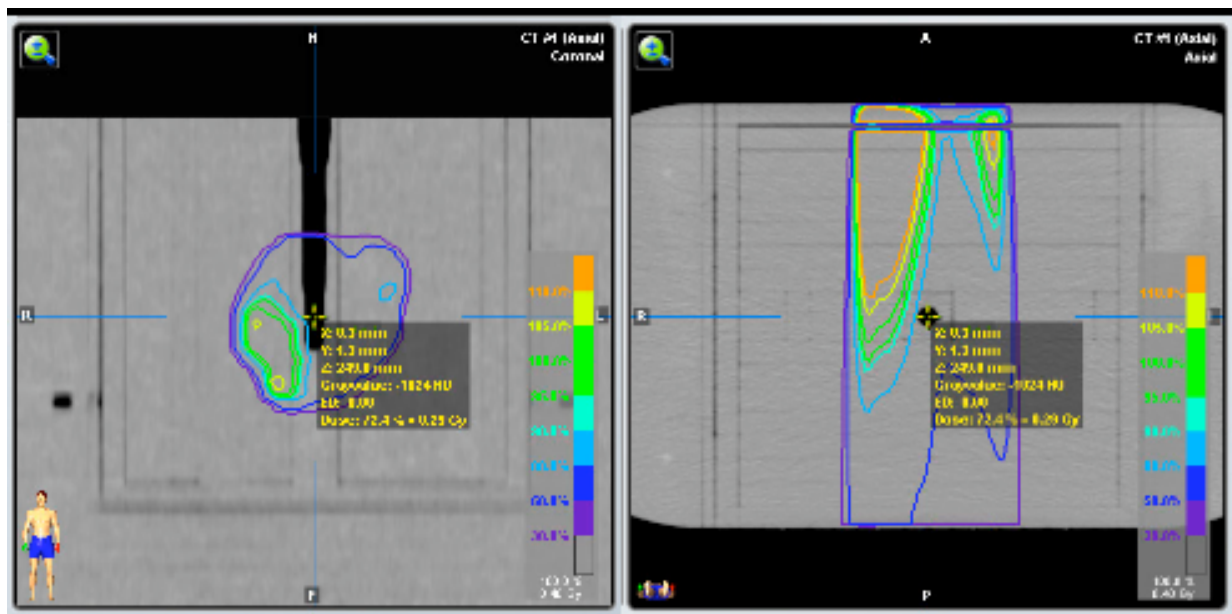


図7. 22 IMRT治療計画 ビームNo.4の線量分布

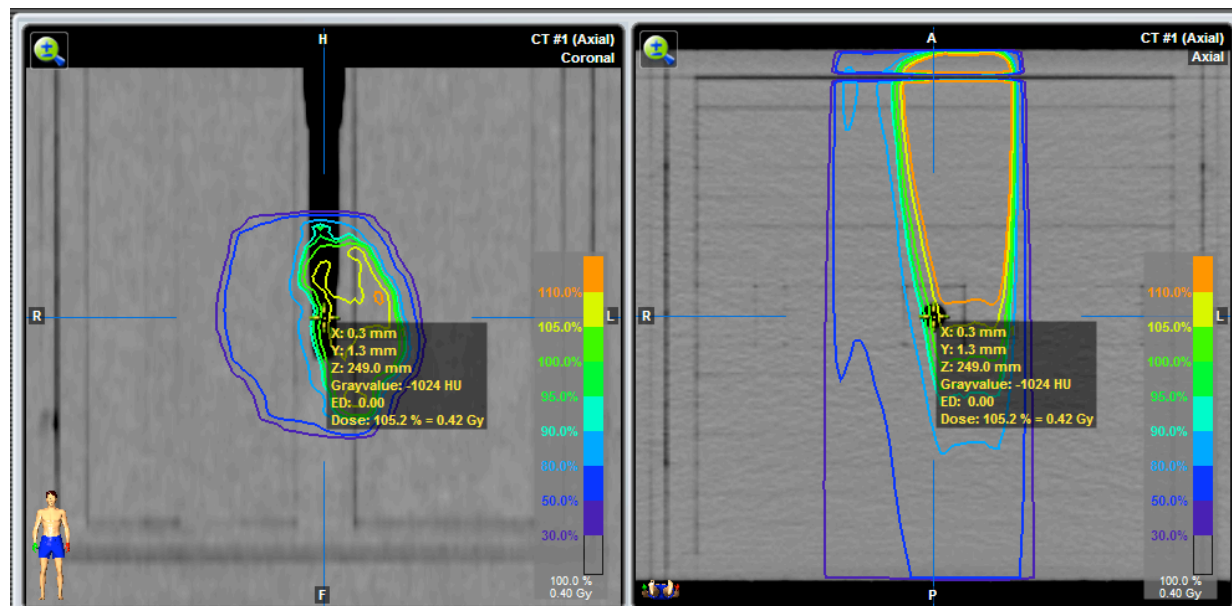


図7. 23 IMRT治療計画 ビームNo.5の線量分布



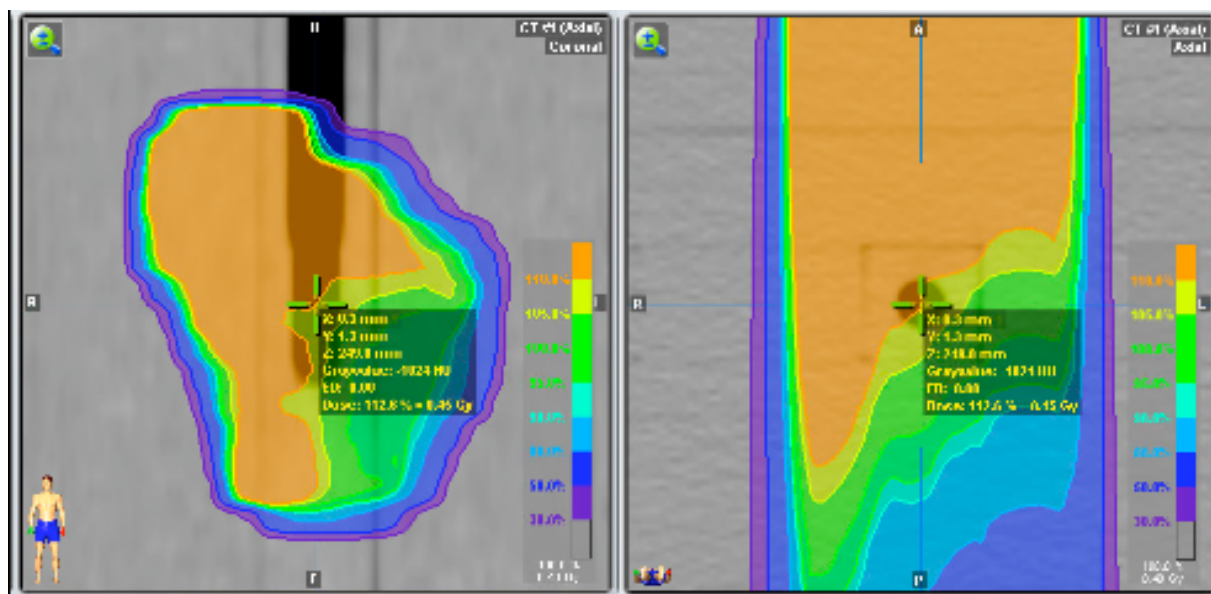


図7. 24 IMRT治療計画 ビームNo.6の線量分布

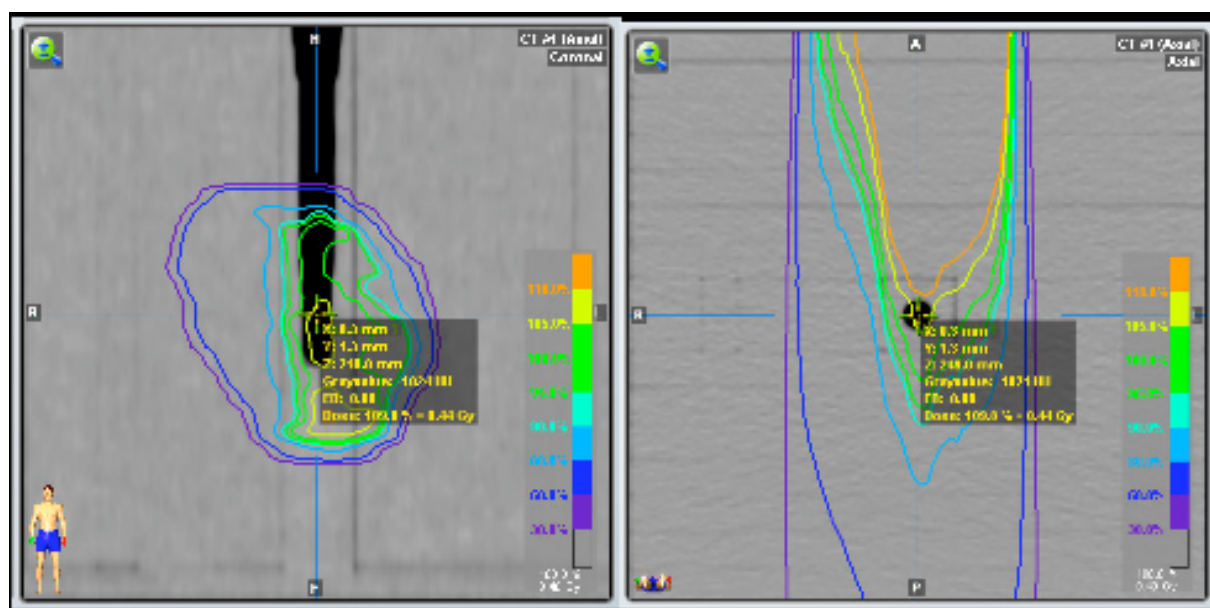


図7. 25 IMRT治療計画 ビームNo.7の線量分布

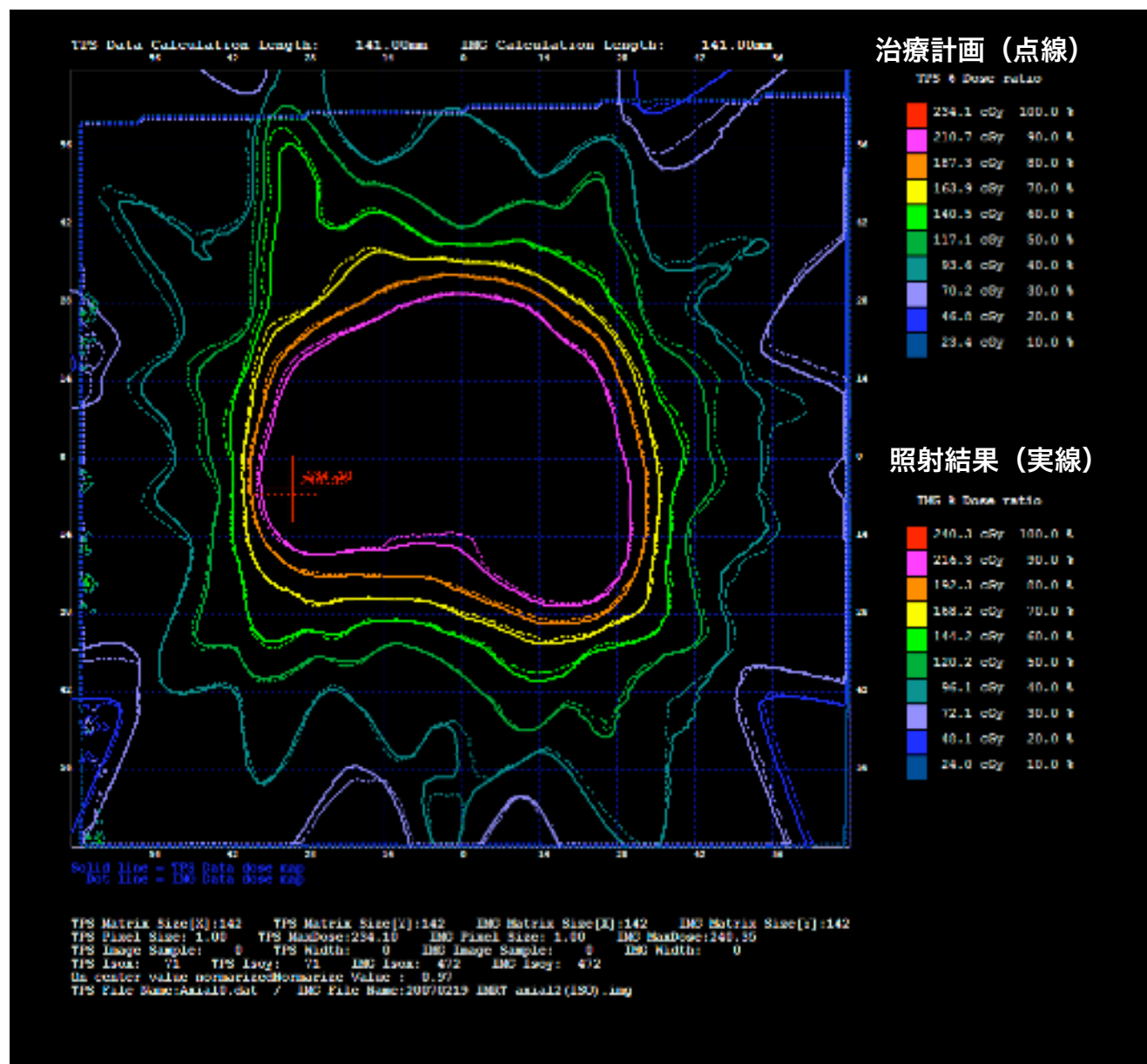


図7. 26 IMRT治療計画と実照射結果の比較（10%刻みの全等高線）



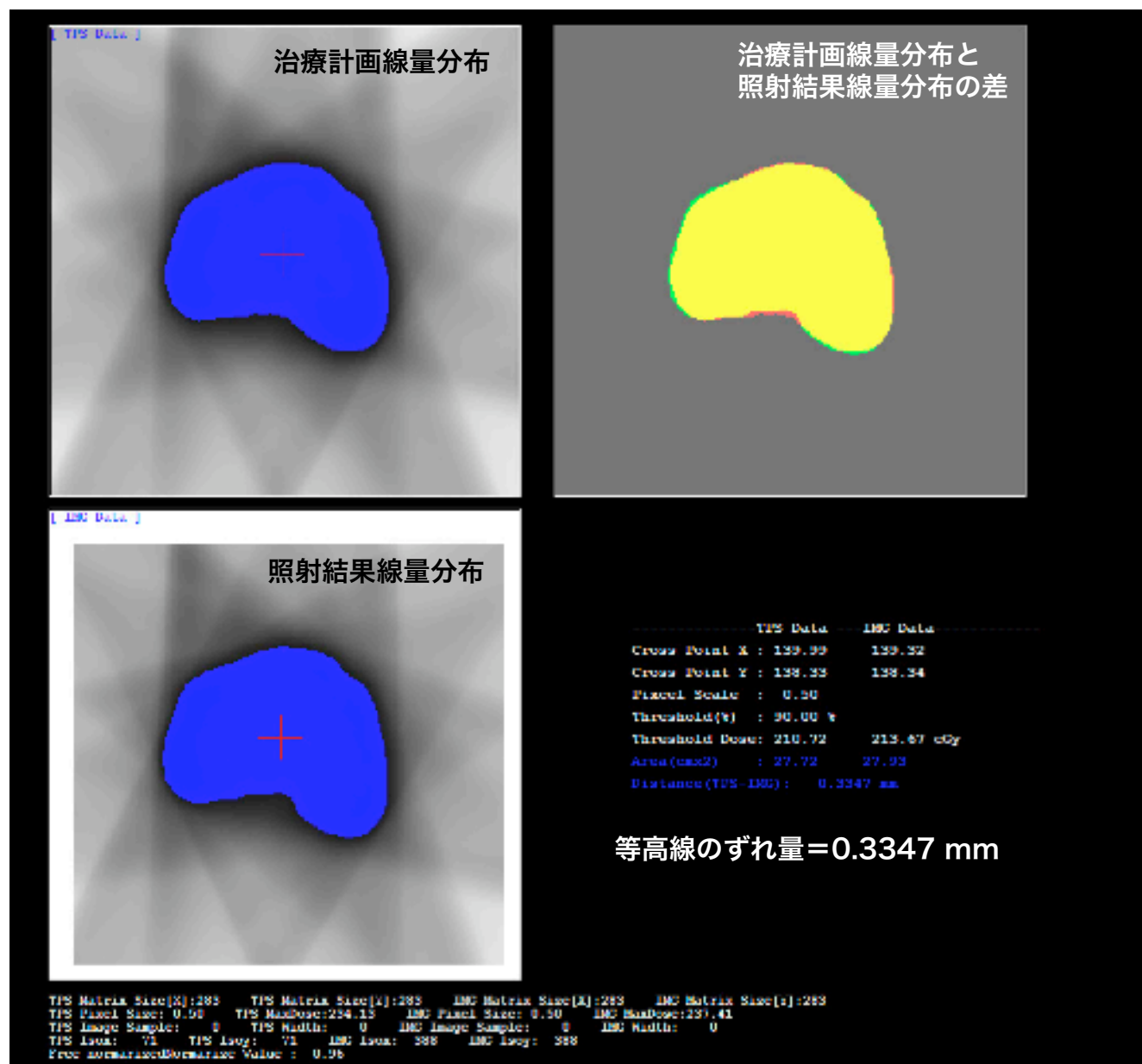


図7. 27 IMRT 治療計画線量分布と照射結果線量分布の差（90%線量）

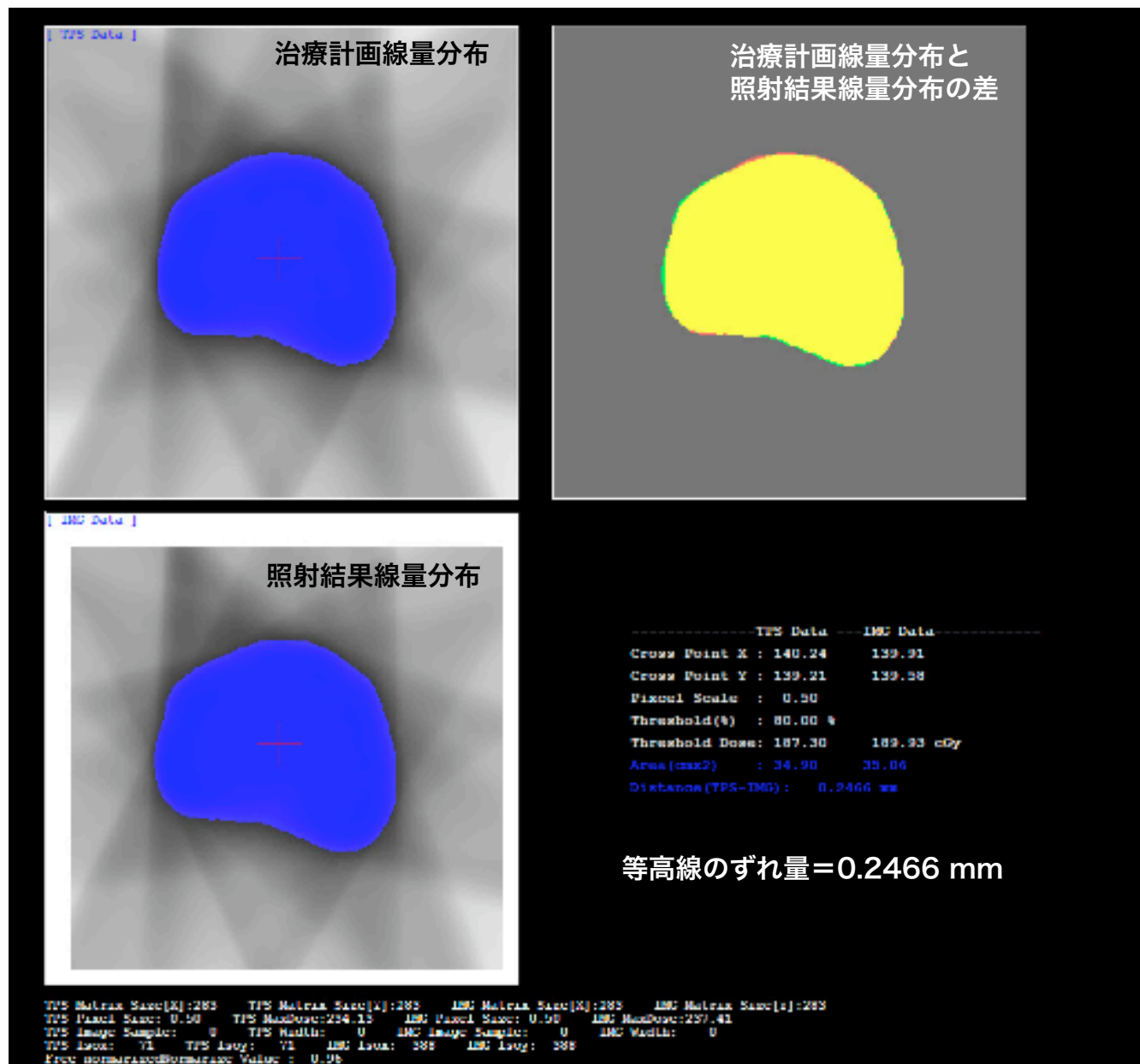


図7. 28 IMRT 治療計画線量分布と照射結果線量分布の差（80%線量）

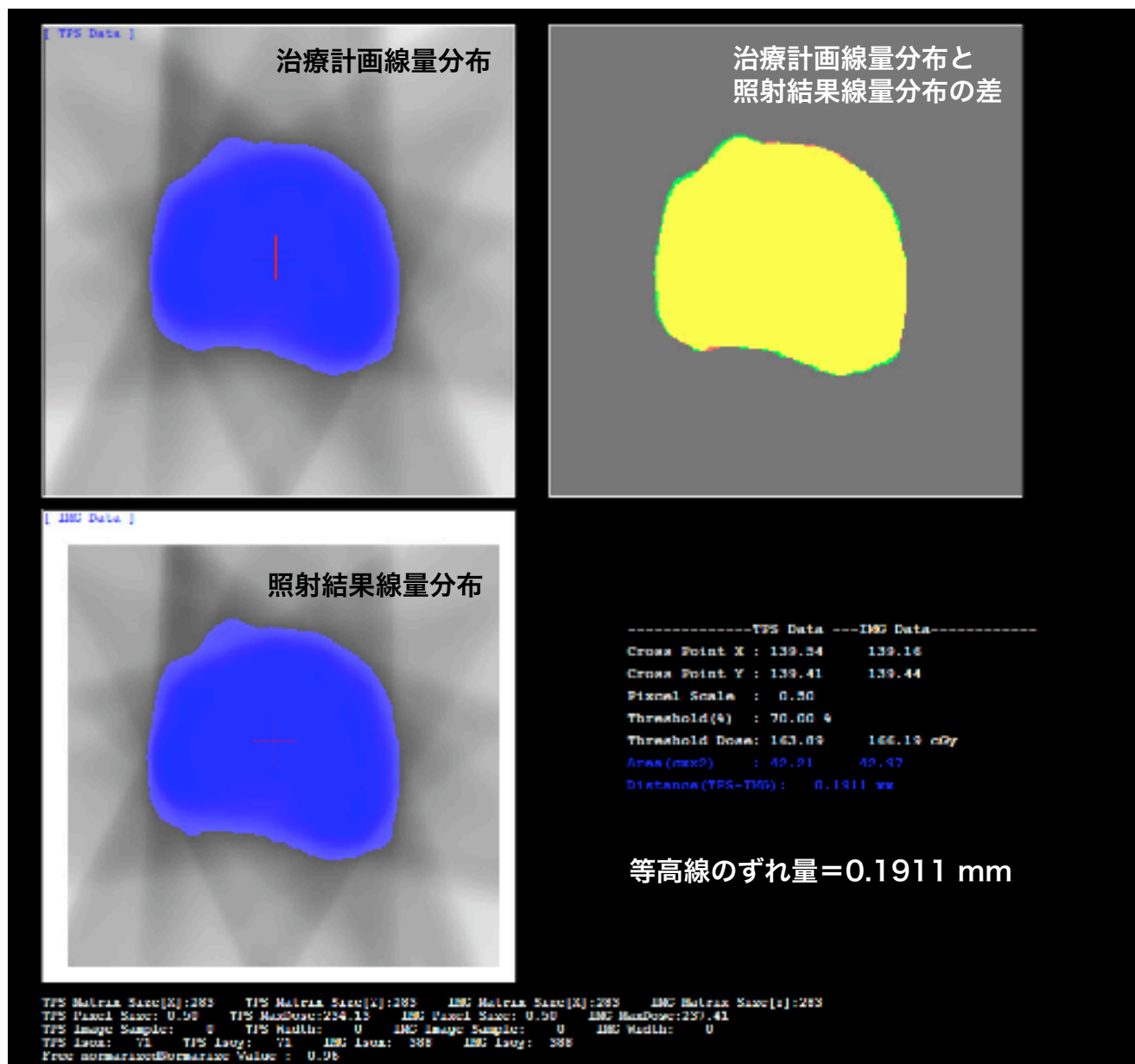


図7. 29 IMRT 治療計画線量分布と照射結果線量分布の差（70%線量）

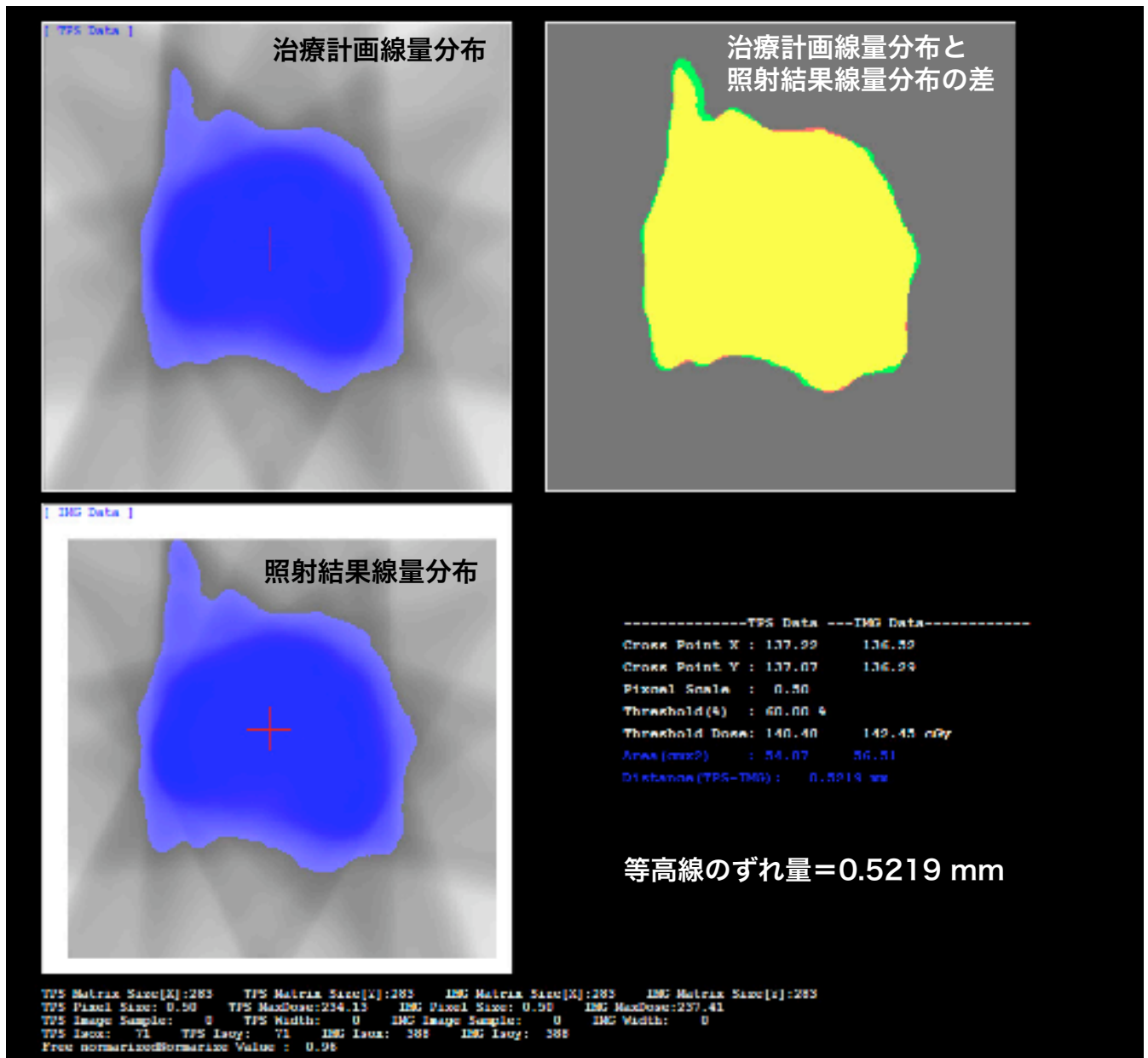


図7. 30 IMRT 治療計画線量分布と照射結果線量分布の差（60%線量）

前立腺ファントム内の基準線量計によるアイソセンター吸収線量の評価結果を表7.8に示す。ビームNo.1は、計画したアイソセンターでの分布線量が少ないため、誤差が多めに出ている。また、ビームNo.3及びビームNo.6については、それぞれ図7.21及び図7.23に示す通り、アイソセンター位置が線量分布の変化が急峻な箇所にあたっており、このため、誤差が多めに出ているものと思われる。但し、いずれもビームについても、JASTROのガイドラインを余裕を持って満足しており、また全ビーム合計の値については、JASTROのガイドラインの1/10の誤差に収まっており、全体として極めて精度の高い線量分布が実現できている。

**表 7. 8      アイソセンターにおける治療計画線量と実測線量の比較**

線量 ビーム	治療計画 線量(cGy)	実測線量 (cGy)	誤差(%)	評価結果
全ビーム合計	226.00	225.342	- 0.292	JASTROガイドライン ±3%以下を満足する。
ビームNo.1	26.60	27.570	3.517	JASTRO ガイドラインの ±5%以下を 満足する。
ビームNo.2	47.30	47.277	-0.09	
ビームNo.3	46.00	47.003	2.135	
ビームNo.4	29.00	29.240	0.958	
ビームNo.5	42.20	42.614	0.877	
ビームNo.6	45.00	46.408	2.948	
ビームNo.7	43.90	43.304	-1.422	

## 7. 5    投与線量の長時間安定性

前述のJIS Z 4714 6.6.3項に加えて、大線量による長期間の投与線量の安定性について評価を実施した。JIS Z 4714 6.6.3項では、100 MUを毎日5回照射して評価を行っているが、本節の評価では、500 MUの照射を約20回実施するとともに、3日間のシステムの休止期間を挟んで吸収線量の測定を実施した。吸収線量の計測方法としては、JIS Z 4714 6.6.3項と同様に、基準線量計を基準校正水槽内に設置し、基準線量計がアイソセンターに一致するようにして、基準線量計位置で水深が10 cmとなるようにして測定した。

測定結果は、図7.30に示す通り、約±0.2 %程度の投与吸収線量誤差に収まっており、4. 1. 3項の設計目標である±0.5 %を満足している。

Normalized Absorbed Dose at 10 cm water depth

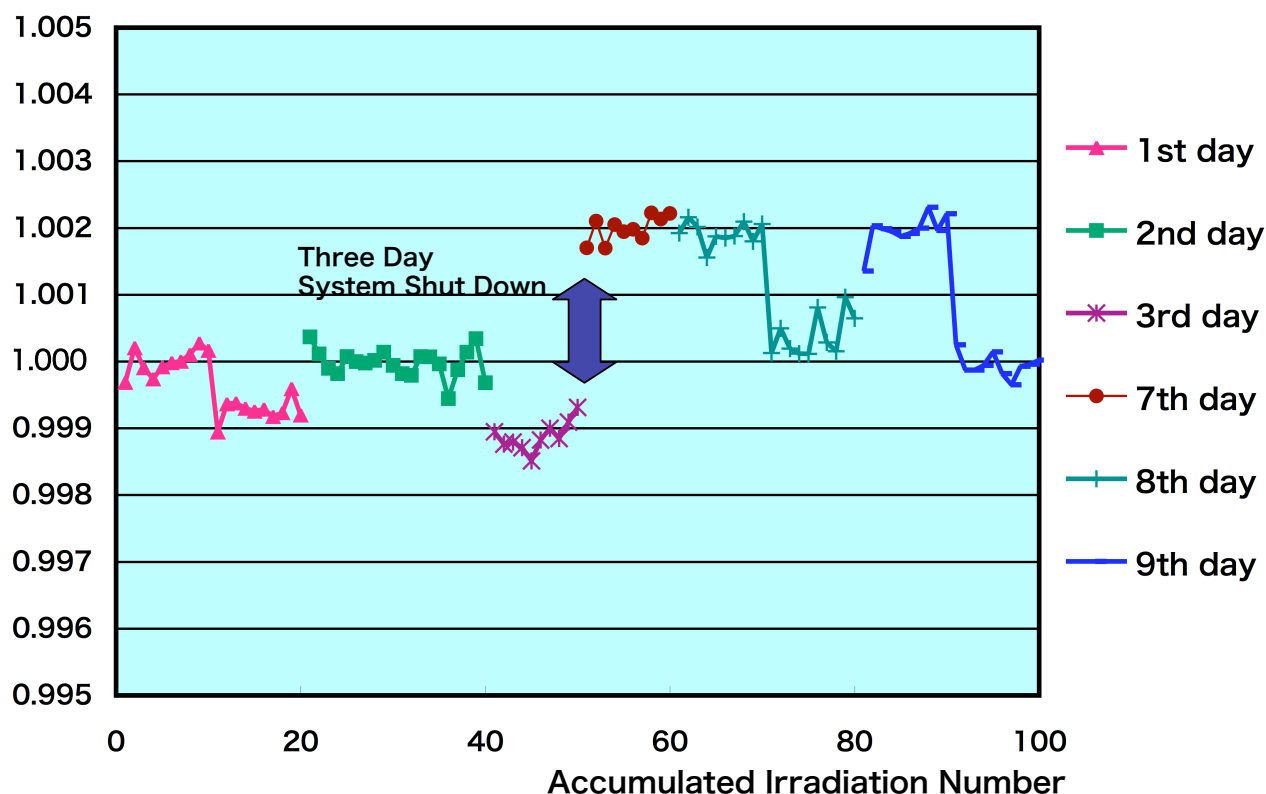


図7. 3 1 投与吸収線量の長時間安定性

## 7. 6 まとめ

本装置の電子加速器システムは、IEC 60976、IEC 60977及びこれらを基に制定されたJIS Z 4714の全ての関連項目を満足しており、米FDA（Food and Drug Administration）の承認及び厚生労働省の薬事承認を取得可能なものとなっている。

また、4. 1. 1項から4. 1. 5項に述べた設計目標性能を全て満足している。

IMRT性能の総合的な評価でも、JASTROのIMRT性能評価ガイドラインを遥かに上回る精度を達成しており、高精度放射線治療装置として十分な性能を保有していることが判明した。

更に、ジンバル軸の回転範囲内でJIS Z 4714の要求を満足する平坦な照射野が得られており、動体追尾照射にも問題無く応用できることが判明した。

## (参考文献)

- 1) IEC 60976 (1989) Medical electrical equipment - Medical electron accelerators - Functional performance characteristics.
- 2) JIS Z 4714 (2001) 医用電子加速装置一性能特性
- 3) IEC 60977 (1989) Medical equipment - Medical electron accelerators in the range 1 MeV to 50 MeV - Guidelines for functional performance characteristics.
- 4) Kamino Y., Takayama K., Kokubo M., Narita Y., Hirai E., Kawada N., Mizowaki T., Nagata Y., Nishidai T. and Hiraoka M., "Development of a four-dimensional Image-guided Radiotherapy System with a Gimbaled X-ray Head", Int J Radiat. Oncol Biol Phys. Vol 66(1) (2006) pp. 271-278.
- 5) 遠藤真広, 幡野和男 "多分割コリメータによる強度変調放射線治療の機器的精度確保に関するガイドライン(Ver.1)" The Journal of JASTRO, 16(3) (2004) pp. 197-203,



## 第8章 結 論

本研究では、動体追尾画像誘導放射線治療装置用の電子加速器システムの開発及びその評価結果について纏めた。

2章では、普及型の革新的放射線治療装置の社会的意義について述べるとともに、放射線治療の歴史を概観して、その概要について纏めた。陽子線治療装置や重粒子線治療装置は、ブラッグ・ピークによる深度方向の吸収線量の制御が可能であり、健常組織への線量を抑制しつつ治療領域に高線量の線量分布が容易に形成できる点で優れた特性を持っているが、加速器自体やビーム輸送システム、電源系、遮蔽施設等に莫大な初期投資が必要となり、また運転経費も極めて高額な点で、決して普及型の放射線治療装置には成り得ないことを示し、将来的にも光子線治療が普及型放射線治療の中心となることを示した。また、光子線治療の革新技術として、IMRT(Intensity Modulation Radiation Therapy)、IGRT(Image Guided Radiation Therapy)、及び動体追尾照射治療について概要を纏め、普及型の革新的放射線治療装置は、これらの革新技術を全て備え、高精度の放射線治療が容易に施行できるような統合的な放射線治療装置と考えられることを述べた。

3章では、光子線治療をもとにして、IMRT、IGRT及び動体追尾照射治療の全てを兼ね備えた、統合型の放射線治療装置の概要について纏めた。高精度の光子線照準を可能とし、かつ、動体追尾照射に必要な高速のビーム照準を可能とするために考案した「ジンバル支持X線ヘッド方式」のコンセプトについて述べ、また、高速のビーム運動を可能とするための高剛性構造として、O-Ring方式を導入した。この結果、試作機の実測データから呼吸動及び拍動への追尾照射についても対応可能であることを示した。X線ヘッドには、IMRTを可能とするための、MLC(Multi Leaf Collimator)を装備し、O-Ring上には、2組のkV X線イメージング装置を搭載してシステム統合を行い、IGRTが可能な統合型の装置の概要を示した。これに引き続いて、全体システムの概要、MLCの概要、イメージング・サブシステムの概要とこれを用いた照射治療のワーク・フローを示し、最後に動体追尾照射の概念を示した。

4章では、本装置用の電子加速器システムの要求事項について纏め、続いてこれを実現するシステム設計の詳細について述べた。電子加速器を用いた光子線治療では、加速された電子線を重金属のターゲットに入射させて発生する制動輻射X線を使用することが通常であるが、想定する臨床症例（脳、頭頸部、肺野、腹部及び前立腺等の体幹部のIMRT及び定位治療）とX線ヘッドの小型・軽量化の工学的な検討から、6 MeVの加速エネルギーを選定した。また、想定する最大の照射野を必要とする臨床例が、所属リンパ節まで含めた前立腺腫瘍である点から、15 cm x 15 cmを最大照射野とした。線量率については、1回当り10 Gy以上の大線量の投与を必要とする定位治療を効率的に実施する観点から、500 cGy/minを要求値とした。高精度の線量投与を目標とし

て、IEC 60976やJIS Z 4714に規定される10 cm水深における吸収線量で、一般の医療用電子リニアックの推奨精度である $\pm 2\%$  (IEC 60977及びJIS Z 4714による)の4倍の精度である $\pm 0.5\%$ を要求し、これを達成するための電子ビームのエネルギーの安定性要求として、 $\pm 0.025$  MeVが必要であることを示した。また、Step & Shoot IMRTのようにビームのオン・オフが頻繁に繰り返され、1回のビーム・オン時間が1秒以下となるような治療では、電子ビーム・エネルギーの立ち上がり特性が極めて重要であることを示し、3 MU照射の際に、上記の10 cm水深における吸収線量誤差として、 $\pm 2\%$ の精度を要求し、5 MUでは $\pm 1\%$ の精度を要求した。治療X線の照準精度としては、特に精密な照準を必要とする脳の定位照射治療専用機として、現在最も高精度の照準が可能なGamma Knifeと同等の $\pm 0.1$  mm以下 (アイソセンター) を要求し、MLCの位置分解能としては5 mm (アイソセンター)、空間的なビームの切れ性能である半影としては、現在市場で最高の性能を保有している米VARIAN社のCLINAC 21Xと同等の4 mm以下を要求した。健常組織の不要被曝を招き、晩発性障害の原因となる恐れがある、MLCのリーフ間漏洩線量としては、現在市場で最高の性能を有すると言われているVARIAN社のMillenium MLC-120の約1/4である0.5 %を要求性能とした。以上の通り、高精度放射線治療達成のため、現在市場にあるいかなる光子線治療装置をも凌駕する性能の達成を目標とした。これに引き続き、電子加速器の機械的特性、システム全体構成を設計し、X線ヘッド構成の設計を行った。更に、加速管以外の電子加速器の主要要素である、線量モニタ・システム、導波管系、クライストロンRFドライバ、クライストロン、クライストロン・モジュレータ、電子銃高圧パルス電源についての設計結果を纏めた。要求される電子ビーム・エネルギーの安定性や投与吸収線量精度を達成するためには、電子加速器システムの制御が極めて重要な要素となる。これを達成するために、クライストロン電力自動制御方式を新規に考案した。また、これに加えて、クライストロン出力周波数自動制御、電子銃ビーム電流の定値制御、電子銃高圧電源の定値制御、線量率安定化制御、電子加速器のタイミング制御が必要となるが、これらの設計結果について纏めた。最後に、臨床用の治療機器としての安全性を確保するための安全設計及びインタロック制御の設計結果について述べた。

5章では、本電子加速器の中核部品であり、動体追尾照射が可能な軽量のX線ヘッドを可能とする、超小型加速管の開発の詳細について述べた。加速用マイクロ波の周波数としては、従来の医療用電子リニアックの倍の周波数であるCバンド (5712 MHz) を選定した。加速管は、小型で高い加速エネルギーが得られる定在波管とし、電子銃、インジェクタ部、サイド・カップル型加速空洞部から構成した。電子銃は、収束磁場無しで小径のLaminar Flowが得られるように小径のカソードを用いることとし、直径2 mmのカソードで所要のビーム電流を得るために、表面電流密度に余裕のあるCeB<sub>6</sub>単結晶カソードを採用した。電子銃に後続する加速構造は、所要のビーム電流出力を確保しつつ電子銃への負担を軽減するために、高い電流透過率を確保する必要がある。また、加速管周囲の放射線遮蔽を軽量化するためには、加速構造内部でのビーム損失を抑

制して、制動輻射による漏洩X線を低減する必要がある。このため、プリバンチャー空洞と2個のバンチャー空洞及びこれらの空洞を同軸結合するための2個の結合空洞の計5空洞から構成されるアキシャル・カップリング型のインジェクタ部を設計した。サイド・カップル型加速空洞は、不要放射線漏洩の原因となるダーク・カレントを抑制するために、空洞内の最大電界が120 MV/m以下となるように設計した。また、加速管自体の外部との結合定数を、ビーム・ローディング状態でもオーバー・カップルとなるよう設計し、ビーム・ローディング効果を抑制して、ビーム電流が変動しても加速エネルギーの変動が抑制できるようにした。これらの設計に基づき、加速管を試作し、電子銃のビーム評価試験及び加速管のビーム評価試験、漏洩線量評価試験を実施して、ほぼ設計通りの性能が得られ、設計要求を満足していることを確認した。

6章では、5章で述べた超小型加速管の共振周波数の変化に追従し、クライストロンから供給される加速用マイクロ波の周波数が、常に加速管の共振周波数に同調するように制御するためのデジタル型のAFC(Automatic Frequency Controller)の開発について述べた。従来の医療用電子リニアックでも、加速管の共振周波数の変動に追従して、加速用マイクロ波源であるクライストロンやマグネトロンの周波数を制御するアナログAFCが用いられているが、本加速管は従来の医療用電子リニアック用の加速管と比較して、熱密度が3倍以上、熱膨張に対する周波数感度が2倍であり、結果として6倍以上の周波数変動があるため、従来型のアナログAFCでは、キャプチャ・レンジ及び追従速度の点で対応できない。このため、新コンセプトのデジタルAFCを考案した。試作回路を5章の加速管と組み合わせて評価試験を行い、ビーム・オン後0.15 sで加速管共振周波数にロック・オンし、その後は安定に追従することを確認した。

7章では、完成された装置の状態で、電子加速器システムの総合的な性能評価試験を実施した。まず、IEC 60976やJIS Z 4714に規定される基本的なシステム性能の評価を実施し、IEC 60977の推奨値も含めて、その要求事項を全て満足していることを確認した。続いて、アイソセンター照準精度を、(1) 機械的なアイソセンター照準精度評価試験、(2) Star Shot法によるX線のアイソセンター照準精度評価試験、及び(3) EPID(Electronic Portal Imaging Device)法による総合的なX線のアイソセンター照準精度評価試験の3種類の試験で評価し、設計要求である0.1 mmの照準精度がシステムとして実現できていることを確認した。また、ジンバル軸をPan軸及びTilt軸の両軸で2.5°の最大角度まで駆動して放射線照射野の平坦性を試験評価し、IEC 60977やJIS Z 4714の推奨値を満足していることを確認し、動体追尾照射が可能であることを確認した。更に、MLC漏洩線量評価を行い、設計目標を満足していることを確認した。IMRT性能の評価としては、MLCの動作精度を確認するブロック・パターン評価試験、及びStep & Shoot IMRTに必要な小線量投与能力評価試験の、2つの基礎試験で基礎的な性能を確認した上で、前立腺ファントムを使用した総合性能の評価を実施した。結果は、JASTROのIMRT性能評価ガイドラインを上回る性能を示し、高精度のIMRTを実施する能力があることが実証された。

本装置は、動体追尾照射機能を除いて、2007年10月26日付で米FDA(Food and Drug Administration)の型式承認を取得(MHI-TM2000 LINEAR ACCELERATOR SYSTEM 510(k) No.K072047(TRADITIONAL))し、続いて2008年1月16日付で厚生労働省の薬事承認を取得（線形加速器システム MHI-TM2000 承認番号 22000BZ00028000）し、現在、先端医療センタ（神戸市中央区港島南町2丁目2番）にて実際のがん患者に対して臨床施行を進めている。臨床における装置の使い勝手の点からは種々の要改善点が挙がっており、これらの細かなハードウェアの改善及びソフトウェアの改善を進めて、今後、統合システムとしての完成度を向上させていく予定である。

動体追尾照射については、ハードウェアとしての能力は保有しているが、未だに世界で類例の無い新規の治療技術分野であり、臨床技術の開発も必要となる。このため、医学、工学の両面の連携を十分に取りつつ研究を進め、具体的には「ソフトウェアの改善」という形で本装置に盛り込んで、この画期的な治療技術及び工学技術を完成させていく予定である。

## 略語集

ABC	Active Breathing Control (アクティブ呼吸制御装置)
ADC	Analog Digital Converter (アナログ／デジタル変換器)
AFC	Automatic Frequency Control (周波数自動調整装置)
Amp	Amplifier
BEV	Beam's Eye View
BHC	Bethe Hole Coupler
BIT	Built In Test
BNCT	Boron Neutron Capture Therapy (ホウ素中性子捕獲治療)
CBCT	Cone Beam Computer Tomography
CCD	Charge Coupled Device
CFA	Cross Field Amplifier
CRT	Conformal Radiation Therapy
CT	Computer Tomography
CTV	Clinical Target Volume
CW	Continuous Wave
DAC	Digital Analog Converter (デジタル／アナログ変換器)
DIMRT	Dynamic Intensity Modulation Radiation Therapy
DRR	Digitally Reconstructed Radiography
EORTC	European Organization for Research and Treatment of Cancer
EPID	Electronic Portal Imaging Device
FCI	Field Charge Interaction
FDA	Food and Drug Administration
FET	Field Effect Transistor
FPD	Flat Panel Detector
FWHM	Full Width Half Maximum
GTV	Gross Target Volume
IGBT	Insulated Gate Bipolar Transistor
IGRT	Image Guided Radiation Therapy (画像誘導放射線治療)
IMRT	Intensity Modulation Radiation Therapy (強度変調放射線治療)
IRV	Internal Risk Volume
ITV	Internal Target Volume
JASTRO	Japanese Society Therapeutic Radiation Oncology
LET	Linear Energy Transfer

LPF	Low Pass Filter	
LQ	Linear Quadratic	
LSB	Least Significant Bit	
MLC	Multi Leaf Collimator	
MRI	Magneto Resonance Imaging	
MRS	Magneto Resonance Spectroscopy	
MSB	Most Significant Bit	
MU	Monitor Unit	
OAR	Organ At Risk	
OP	Operational	
PACS	Picture Archiving and Communication System	
PDD	Percent Depth Dose	
PET	Positron Emission Tomography	
PFN	Pulse Forming Network	
PIC	Particle In Cell	
PID	Proportional Integral Differential	
PLL	Phase Locked Loop	
PPM	Periodic Permanent Magnet	
PPS	Pulse Per Second	
PRV	Planning Risk Volume	
PTV	Planning Target Volume	
QOL	Quality Of Life	
RF	Radio Frequency	
RTOG	Radiation Therapy Oncology Group	
SAD	Source Axis Distance	
SBRT	Stereotactic Body Radiation Therapy	
SPECT	Single Photon Emission Computer Tomography	
SRS	Stereotactic Radiation Surgery	
SRT	Stereotactic Radiation Therapy	
TE	Transverse Electric	
TM	Transverse Magnetic	
TMR	Tissue Maximum Ratio	
V/F	Voltage / Frequency	
VFC	Voltage Frequency Converter	(電圧／周波数変換器)
VSWR	Voltage Standing Wave Ratio	(電圧定在波比)

## 謝 辞

本論文は、京都大学工学研究科電子工学専攻 石川 順三教授に御指導を賜り、纏めることができました。石川教授の懇切な御指導に深く感謝致します。また、本論文を執筆するにあたり、御指導を戴きました京都大学工学研究科附属光・電子理工学教育研究センター 高岡 義寛教授、京都大学工学研究科電気工学専攻 小林 哲生教授に謹んで謝意を表します。

また、本開発は医工連携の賜物であり、医学・臨床面から懇切な御指導を戴いた京都大学大学院医学研究科医学専攻 平岡 真寛教授、同 溝脇 尚志講師、同 成田 雄一郎准教授、広島大学病院放射線治療部部長 永田 靖教授、先端医療センター診療開発部 小久保 雅樹副部長に深く感謝致します。更に、放射線治療装置の医学及び工学的側面から御指導戴きました、京都医療短期大学 西台 武弘教授に謝意を表します。

本装置の中核部品であるCバンド超小型加速管は、理化学研究所 放射光科学総合研究センター 新竹 積主任研究員及び高エネルギー加速器研究機構 加速器研究施設 松本 浩准教授との共同研究の成果から生まれたものであり、Cバンド・クライストロンや導波管系等、加速管以外にも両先生の研究成果を活用させて戴いています。両先生の開発されたCバンド加速器技術は、片や、将来のタンパク質分析の有力なツールであるSASE型X線自由電子レーザーとして分子生物学の地平を切り開く研究に活用が期待されており、片や本研究に示すように、がん治療の最前線で多数のがん患者に福音をもたらす臨床機器として結実し、加速器技術という物理・工学分野の技術が、学際を越えて最先端の生物・医学に寄与している点に深い感銘を覚えます。また、両先生の、「ものづくりの原点を極めた」御指導に深く謝意を表します。

本研究がその一部となった、革新放射線治療装置の開発は、三菱重工業株式会社広島製作所において実施したものであり、忙しい開発作業の傍ら、長期間に亘り研究の機会を与えて戴いた三菱重工業株式会社に心より感謝致します。同装置開発チームの仲間としてともに支え合いながら進んできた、同製作所医療機器技術課 平井 悦郎博士、山下 一郎氏、佃 和弘氏、山川 隆氏、金子 周史氏、高橋 邦夫氏、川田 則幸氏、堀内 太策氏及び石橋 明氏、三菱重工業プラント・交通システム事業センター 三浦 禎雄氏に深謝致します。また、同広島製作所において、医工連携の接点となって戴いた高山 賢二医師には、身近にあって、筆者を含め開発チームににとって未知の領域であった医学・臨床面について種々御指導を戴き、心より感謝致します。

筆者は、三菱重工業名古屋航空宇宙システム製作所に所属し、本業の防衛航空機技術取り纏めの職の傍ら、上記の革新放射線治療装置の開発及び本研究を続けてきましたが、暖かい目で見守って戴きました、同製作所 吉田 慎一所長に深謝致します。



## 研究業績

### [Papers & Letters]

第3章、第4章及び第7章

Kamino Y., Takayama K., Kokubo M., Narita Y., Hirai E., Kawada N., Mizowaki T., Nagata Y., Nishidai T. and Hiraoka M., “Development of a four-dimensional Image-guided Radiotherapy System with a Gimbaled X-ray Head”, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. Vol 66(1) (2006) pp. 271-278.

第4章、及び第5章

Kamino Y., Miura S., Kokubo M., Yamashita I., Hiraoka M. and Ishikawa J., “Development of an Ultra-small C-band linear accelerator guide for a four-dimensional image-guided radiotherapy system with a gimbaled X-ray head”, Med Phys. 35, (2007) pp. 1797-1808.

第4章、及び第6章

Kamino Y., Tsukuda K., Miura S., Hirai E., Hiraoka M. and Ishikawa J., “Development of a new concept automatic frequency controller for an ultrasmall C-band linear accelerator guide”, Med. Phys. 34 (8), (2007) pp. 3243-3248.

### [Presentation at international conferences]

Kamino Y., Takayama K., Kokubo M., Mizowaki T., Nishidai T., Hiraoka M., “Development of a Quasi-Nonisocentric External-Beam Radiotherapy System”, AAPM (American Association Physics in Medicine) 46th Annual Meeting, Abstract ID 1169, (Pittsburgh, Pennsylvania, July 2004)

### [国内学会発表リスト（本人登壇分）]

1. 神納 祐一郎、”C-Band加速管応用の高精度外照射治療システム”、第1回化学放射線治療科学研究会、発表要旨集 UTNL-R-0432 pp. 69-73, (2003年12月、東京大学)
2. 神納 祐一郎、”高精度放射線治療装置の開発 マイクロ・リニアック応用の先進放射線治療システム”、原子力学会 2004春の年会 (2004年5月、岡山大学)

3. 神納 祐一郎、平井 悦郎、高山 賢二、小久保 雅樹。溝脇 尚志、西臺 武弘、平岡 眞寛、”高精度四次元放射線治療システムの開発”、医学物理学会H17年学術大会、報文集 pp.31 -32 (2005年4月、パシフィコ横浜)